

VŠB – Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra měřicí a řídicí techniky

Koagulace - laboratorní úloha
Electrocoagulation – Laboratory Task

VŠB - Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra měřicí a řídicí techniky

Zadání bakalářské práce

Student: **Pavína Nůdziková**
Studijní program: B2649 Elektrotechnika
Studijní obor: 3901R039 Biomedicínský technik
Téma: **Koagulace - laboratorní úloha**
Electrocoagulation - Laboratory Task

Zásady pro vypracování:

1. Nastudování problematiky koagulace v lékařství.
2. Seznámení s přístrojem Chiratom 400.
3. Vytvoření návodu pro práci s přístrojem pro elektrokoagulaci.
4. Návrh laboratorní úlohy na téma elektrokoagulace.
5. Realizace laboratorní úlohy na téma elektrokoagulace.
6. Provedení testů. Naměření vzorového protokolu.
7. Zhodnocení dosažených výsledků.

Seznam doporučené odborné literatury:

1. PENHAKER, M. - IMRAMOVSKÝ, M. - TIEFENBACH, P. *Lékařské diagnostické přístroje: učební texty*. 1. vyd. Ostrava: VŠB - Technická univerzita Ostrava, 2004. 320 s. ISBN 80-248-0751-3.
2. NAVRÁTIL, L. - ROSINA, J., et al. *Medicínská biofyzika*. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, 2005. 524 s. ISBN 80-247-1152-4.
3. ROZMAN, J., et al. *Elektronické přístroje v lékařství*. 1. vyd. Praha: Academia, 2006. 406 s. ISBN 80-200-1308-3.
4. ENDERLE, J. - BLANCHARD, S. - BRONZINO, J. *Introduction to Biomedical Engineering*. 2nd ed. Burlington: Elsevier/ Academic Press, 2005. 1117 s. ISBN 978-0-12-238662-6.

Formální náležitosti a rozsah bakalářské práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí bakalářské práce: **Ing. Martin Černý**

Datum zadání: 19.11.2010

Datum odevzdání: 06.05.2011



doc. Ing. Jiří Koziorek, Ph.D.
vedoucí katedry



prof. RNDr. Václav Snášel, CSc.
děkan fakulty

Prohlášení studenta

„Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou práci vypracovala samostatně. Uvedla jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpala.“

.....

Podpis autora

Datum odevzdání bakalářské práce: 6.5. 2011

Poděkování

Děkuji vedoucímu mé bakalářské práce, panu Ing. Martinu Černému za hodnotné rady a odborné vedení během mé práce. A také bych ráda poděkovala panu Ing. Jaromírovi Jílkovi z firmy Chironax, za vstřícnou pomoc a odborné rady.

Abstrakt

Tato práce popisuje dva základní módy na přístroji pro koagulaci, monopolární a bipolární mód. Cílem bylo vytvořit laboratorní úlohu, která bude sloužit pro vysokoškolské účely, a to na téma elektrokoagulace. Teoretická část bakalářské práce obsahuje základní principy koagulace v lékařství, použití elektrod a bezpečnostní opatření. Dále obsahuje návrh, realizaci, testování a zhodnocení dosažených výsledků laboratorní úlohy na přístroji Chiratom 400 pro elektrokoagulaci.

Klíčová slova

Koagulace, monopolární mód, bipolární mód, aktivní elektroda, neutrální elektroda, bipolární kleště.

Abstract

This thesis describes two basic modes of the unit for coagulation, monopolar and bipolar mode. The objective was to create a laboratory task that will be used for academic purposes, on electrocoagulation. Theoretical part contains the basic principles of coagulation in medicine, the use of electrodes and safety precautions. It also contains design, implementation, testing and evaluating the results of laboratory tasks on the electrocoagulation unit Chiratom 400.

Keywords

Coagulation, monopolar mode, bipolar mode, active electrode, neutral electrode, bipolar forceps

Seznam použitých symbolů a zkratk

CSV = CommaSeparatedValue – hodnoty oddělené čárkou, formát souborů

ESU = Vysokofrekvenční elektrochirurgická jednotka

IEC= International ElektrotechnicalCommission

VF = Vysokofrekvenční

Obsah

1. Úvod.....	1
2. Koagulace.....	2
3. Elektrotomie vysokofrekvenčním proudem	2
3.1. Monopolární princip funkce.....	3
3.1.1. Monopolární řezání	5
3.2. Bipolární princip funkce.....	5
3.2.1. Bipolární kleště	6
3.2.2. Bipolární řezání	8
4. Konstrukční řešení.....	8
5. Provedení elektrod.....	9
6. Klinické aplikace.....	10
7. Bezpečnostní opatření	11
7.1. Uložení pacienta.....	11
7.2. Přiložení neutrální elektrody	11
7.3. Zacházení s aktivní elektrodou.....	12
7.4. Další bezpečnostní opatření	12
7.5. Kardiostimulátory a implantáty.....	12
8. Návrh a realizace měřícího přípravku	13
9. Testování na přístroji.....	15
10. Vytvoření softwaru pomocí programu Matlab	31
11. Testování koagulátoru v praxi.....	35
11.1. FLUKE typ QA-ES II	35
11.1.1. ESU Testy s Analýzou	36
11.1.2. Testování výstupního výkonu	36
11.1.3. Testování nepřetržitého provozu	38
11.1.4. Testování jednotlivých operací	38
11.1.5. Testování distribuce výkonu	38
11.1.6. Testování úniku VF proudu.....	38
4.1. Dopočítané hodnoty podle testování výstupního výkonu	41

4.1.1.	Výpočty pro Crest factor a Napětí špička-špička	46
12.	Postup návrhu laboratorní úlohy	46
12.1.	Rozvržení zadání laboratorní úlohy	46
12.2.	Časové rozvržení	47
12.3.	Postup k tvorbě laboratorní úlohy	47
13.	Závěr	48
14.	Literatura	49
15.	Seznam příloh.....	50

1. Úvod

Albert Einstein jednou řekl: "Jak vzniká vynález? To všichni vědí, že je něco nemožné, a pak se objeví nějaký blázen, který neví, že je to nemožné, a udělá vynález." Člověk se vždy snažil ve vědě a medicíně o jakýsi přirozený pokrok, objevovat nové poznatky a vymýšlet stále nové a nové postupy a zařízení, které by mu usnadnily práci či zdokonalily medicínské zákroky. Snaha člověka pak vedla ve dvacátých letech 20. století k vývoji koagulátoru, který umožňuje lékařům provádět nekrvavé řezy ...

Tématem této bakalářské práce je popsání základních principů koagulace, obsluhy a zapojení koagulátoru Chiratom 400. Výstupem této práce je laboratorní úloha k přístroji Chiratom 400, která je určená pro vysokoškolské účely, zejména pro studenty, kteří ji budou realizovat při výuce. Vypracování laboratorní úlohy je rozvrženo na 90 minut a na konci laboratorní úlohy budou uvedeny cílené kontrolní otázky, které studenti vypracují na základě praktické realizace.

2. Koagulace

Krevní koagulace je proces, při kterém je krev přeměněna z kapalného stavu do tuhého. K tomu je nutná interakce mnoha různých látek (koagulační faktory) vedoucí ke vzniku enzymu trombinu, který přemění rozpustnou krevní bílkovinu fibrinogen na nerozpustnou bílkovinu fibrin. Krevní srážení je zásadní mechanismus k zástavě krvácení (hemostáze).^[5]

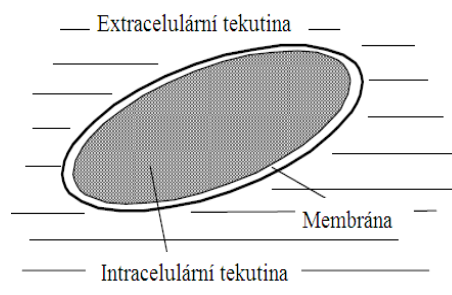
Hemostáze je zástava krvácení způsobená fyziologickými procesy krevní koagulace a zúžení poškozených krevních cév. Termín hemostáze se také používá pro zástavu krvácení při různých chirurgických zákrocích.^[5]

Využití tepelné energie k dosažení hemostázy se datuje již od doby Egyptských faraonů. Tato technika se ale poté dostává do popředí až ve 20. letech dvacátého století, a to při práci Bovieho a Cushinga, která vedla k vývoji Bovieho elektrického skalpelu a nakonec i bipolárního elektrického koagulatoru v roce 1940. Tato zařízení dosahují hemostázy spíše indukci než kondukcí a vyzařováním tepla, čímž se omezuje ničení tkáně. Elektrický proud procházející tkání vytváří magnetické pole, přičemž po své dráze zarovnáva molekuly tkáně. Když elektrický proud střídá svůj směr, molekuly tkáně mění orientaci o 180°, což způsobuje vnitřní tření a vytváří teplo, a tím koagulaci tkáně. Navíc ještě vnitřní odpor tkáně vůči proudu způsobuje zahřívání a následnou koagulaci. Vyvinutí bipolárních koagulatorů se systémy snímání zpětné vazby impedance předchází problémům popálení či seškvaření koagulované tkáně a zbytečnému poškození přilehlých tkání, což všechno bylo nedostatkem předchozích systémů.^[2]

Při ohřevu do 45°C jsou cytochemické změny ve zdravých tkáních reverzibilní, obranný mechanismus se projeví zvýšeným průtokem krve. U nádorových tkání přibližně větších než 2 cm se však obranný mechanismus hroutí při 41°C. Při teplotách nad 45°C dochází k ireverzibilním změnám v buněčných strukturách a tím k jejich nekroze – odumření. Při teplotách mezi 45 a 60°C tvrdnou proteiny v buňkách a dochází tak ke koagulaci tkání. Při teplotách do 100 °C dochází k evaporaci vody z buněk a proces je označován jako vysoušení. Při zvyšování teploty nad 100 °C se pevný obsah tkání redukuje na karbon (uhlík) a proces označujeme jako karbonizaci.^[1]

3. Elektrotomie vysokofrekvenčním proudem

Při elektrochirurgii vysokofrekvenčním proudem se využívá tepelných účinků ohřevu tkání. Velkou hustotou proudu v místě styku aktivní elektrody s tkání dochází k odpaření intracelulární i extracelulární tekutiny a k destrukci buněk. Proces je provázen koagulací tkáňových i krevních bílkovin, což se projeví tím, že vlastní řez nekrvácí. Řez lze považovat za sterilní, ale oproti klasickému (mechanickému) se rána hůře hojí.^[1]



Obrázek 1 – Buňka^[4]

Vlastní chirurgický výkon lze realizovat ve dvou módech, monopolárním nebo bipolárním.

3.1. Monopolární princip funkce

Vysokofrekvenční elektrochirurgický přístroj je generátor, který vytváří elektrickou energii v rozsahu 250 000 Hz – 2 000 000 Hz. Ta může být použita k oddělení tkáně a také k zastavení krvácení. V generátoru je měněna elektrická energie z rozvodné sítě na vysokofrekvenční proud. Účinek vysokofrekvenčního proudu na poškození tkáně závisí na jeho koncentraci či hustotě. Čím vyšší je hustota proudu, tím výraznější je tepelný účinek. Proud protéká od malé aktivní (diferentní) elektrody, tělem pacienta k velké rozptylovací (indiferentní) elektrodě pod pacientem. Velikost aktivní monopolární elektrody je záměrně malá, aby soustředěné zahřívání nastalo v místě jejího kontaktu s tkání. Rozptylovací (indiferentní) elektroda musí mít velkou kontaktní plochu, aby zajistila nízkou hustotu proudu a minimální zahřívání tkáně. Pokud by měla zemnicí destička pouze malou plochu s těsným kontaktem s pacientem, mohla by být kůže v tomto místě spálena. Tento vysokofrekvenční proud je přívodním kabelem a drždlem veden na aktivní elektrodu.

V místě aplikace aktivní elektrody dojde ve tkáni v okolí místa dotyku ke zhuštění siločar. Díky koncentraci energie na malé ploše je v oblasti aktivní elektrody vyvolán požadovaný elektrochirurgický efekt. V průběhu transportu energie dále tělem pacienta k přiložené velkoplošné neutrální elektrodě je koncentrace proudu dále snižována. Tím nedojde v místě přiložení neutrální elektrody k žádnému termickému efektu. Přes přívodní kabel neutrální elektrody se okruh proudu uzavře.

Chirurg musí mít také na paměti, že proud protéká v přímé linii z monopolární elektrody k zemnicí destičce a může změnit běžnou elektrickou aktivitu zasahující tkáně.^{[1],[2],[3]}

Pokud má proud správný časový průběh vlny, napětí, intenzitu a průchodnost energie je aplikována na tkáň přes vhodnou elektrodu, vytvoří se malý intenzivní oblouk mezi tkání a elektrodou. Malá oblast tkáňových buněk bude odpařena a tkáň se oddělí. Na okrajích oddělené tkáně se vytvoří mělká oblast dehydratované tkáně (koagulace). Větší dehydratace nastává v případě použití vyšší elektrické energie, pomalejším tahem řezu či za použití silnější hrany vstupní elektrody. Dehydratace má hemostatický efekt, při kterém se hromadí více séra než po řezu skalpelem. Uzdravování je o přibližně 2 dny pomalejší než po odpovídajícím zákroku skalpelem, rána má o trochu menší pevnost v tahu a výsledná jizva je větší.^[2]

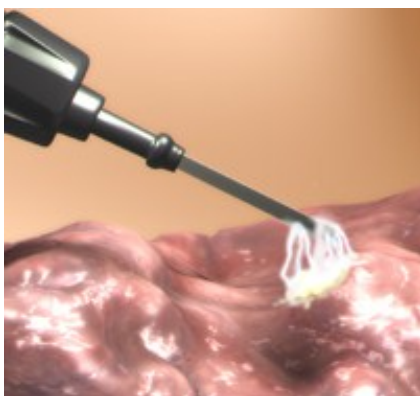
Použití elektrické energie k řezání činí danou ránu více náchylnou k infekci. Zvýšená náchylnost těchto zranění k infekci snižuje možnost využití elektrochirurgie k řezání pokožky a podkožní tkáně. Nicméně pokud je rána uzavřena, veškerá koagulovaná tkáň je vstřebána při hojení rány.^[2]

Aktivace vysokofrekvenčního generátoru je možná volitelně nožním spínačem, nebo tlačítkem na chirurgickém držáku elektrod.^[1]

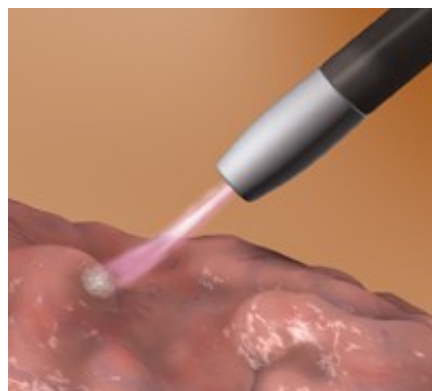
V zásadě rozlišujeme dva druhy koagulace. Pokud vysokofrekvenční proud přechází z elektrody přímo do tkáně, která se tím zahřívá, hovoříme o kontaktní koagulaci. Té se používá k zastavování

větších krvácení, stejně jako k denaturalizaci tkáňové hmoty. Typickým příkladem je stavění krvácení z poraněných cév aplikací proudu přímo na cévní svorku. Denaturalizace větších ploch tkáně je také označována jako ablace.^[3]

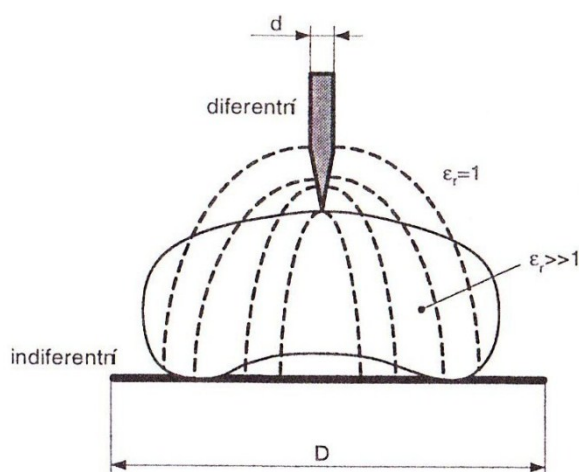
Udalšího druhu nedochází k přenosu proudu z elektrody přímo na tkáň, ale proud díky vysokému elektrickému napětí proráží vrstvu páry nebo vzduchu. Zvlášť vysoké napětí tohoto výkonového generátoru způsobí vytvoření jiskry. Tato energie vytváří povrchovou, silně karbonizovanou koagulační zónu. Pohybem aktivní elektrody mohou být velké oblasti zranění různých struktur tkání koagulovány. K přeměně energie nedochází tedy v zásadě v samotné tkáni, ale na jejím povrchu. V tom také spočívá způsob využití při stavění povrchových plošných krvácení. Jedna z hlavních aplikací je koagulace otevřené hrudní kosti v průběhu operace srdce. Tento druh koagulace je označován jako sprayová koagulace (obrázek 2) nebo fulgurace. Zvláštním případem tohoto druhu koagulace je povrchová koagulace s ionizovaným argonovým plynem (obrázek 3). Schematický náčrtek elektrochirurgického výkonu při monopolárním módu je naznačen na Obrázek 4.^{[3],[8]}



Obrázek 2 - Sprayová koagulace^[6]



Obrázek 3 - Koagulace argonovým plynem^[6]



Obrázek 4 - Princip vysokofrekvenční chirurgie^[11]

3.1.1. Monopolární řezání

Vysoká hustota energie na povrchu aktivní elektrody vede k vytvoření vrstvy páry mezi elektrodou a tkání, ve které dochází k fyzikálním procesům, které následně vedou k oddělování tkáně. Monopolární řezání je také označováno jako elektrotomie a nelze jej srovnávat s žádným způsobem mechanického řezání. Vedle jednoduchých rovných řezů lze docílit, za pomoci zvláštních tvarů elektrod, i modelovaných řezů, které nejsou mechanickými noži dosažitelné. Pro označení řezacích provozních režimů je standardně používána žlutá barva.^[3]

Základní účinky koagulace a elektrotomie mohou být nyní kombinovány tzv. smíšenými proudy, které mají rozdílné vlastnosti. Tak přístroj nabízí takové výhody, jako je omezené krvácení při řezu nebo řezy s intenzivním tvořením strupů. Tyto výhody mohou být navoleny pomocí funkčních ovládacích prvků na ovládacím panelu přístroje.^[8]

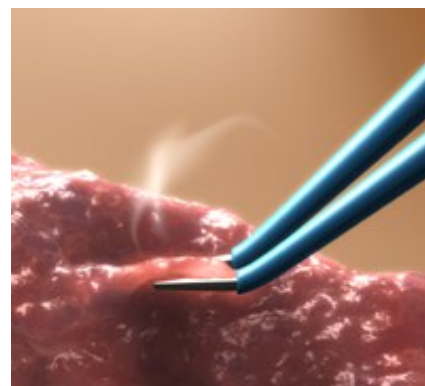
3.2. Bipolární princip funkce

Bipolární elektrokoagulátor se stal základem pro neurochirurgii. Pomocí bipolárního koagulátoru může chirurg dosáhnout hemostázy s vyšší přesností a menším poškozením tkáně. Díky zvláštním konstrukčním úpravám (izolace) bylo možné sestavit bipolární instrumenty, u kterých leží aktivní a neutrální elektrody těsně vedle sebe. Účinky energie proudu jsou v podstatě omezeny na prostor mezi dvěma hroty kleští. To umožňuje velice krátkou cestu proudu a omezenou oblast koagulace. Na rozdíl od monopolární technologie je v tomto případě v přilehlých tkáních vyprodukováno jen velmi málo tepla. Není zde zpětná elektroda, a proto není důvod se obávat změny elektrické činnosti zasahující tkáně či způsobení spálení kůže pod zpětnou elektrodou. Pro dosažení stejného koagulačního efektu se vystačí s menším výkonem, ve srovnání s monopolárním módem až o tři řády.^{[1],[2],[3]}

Jsou zde dva základní principy, ze kterých vychází moderní bipolární koagulační jednotky. Staré jiskřivé bipolární zařízení by se již nemělo používat. Jiskřivé nástroje mají tendenci projít přes cévy mnohem snadněji než nové pevné nástroje. Moderní nástroje, bipolární Malis a Radionics, ukazují dva přístupy.^[2]

Bipolární jednotka Radionics má vestavěné snímací zařízení, které monitoruje vzestup impedance. Jakmile je dosaženo určitého bodu, proud je automaticky vypnut. Toto má zabránit připálení a přilepení koagulovaného materiálu k hrotům kleští. Ovlažování tedy není nutné. Je zde ale možnost nedostatečné koagulace. Viditelné známky dokončené koagulace jsou oslabeny, proto pokud se má tento přístroj použít, je potřeba koagulaci opakovat, abychom se ujistili, že proběhla správně.^[2]

Malis systém neobsahuje snímací zařízení a je potřeba průběžného ovlažování aby se zabránilo tvorbě koagula na hrotech kleští. Nedostatečná koagulace zde nehrozí.^[2]



Obrázek 5 - Bipolární koagulace^[6]

3.2.1. Bipolární kleště

Bipolární kleště (obrázek 6) jsou jedním z nejdůležitějších mikrochirurgických nástrojů a také jsou často nesprávně používány. Umožňují koagulaci, přičemž zabráňují přenesení proudu do okolních



Obrázek 6 - Bipolární koagulační kleště ^[7]

oblastí v době, kdy proud prochází mezi hroty bipolárních kleští. Hroty elektrody by měly být od sebe optimálně vzdáleny. V případě že jsou k sobě příliš blízko, je proud zkratován. V opačném případě, pokud jsou od sebe příliš daleko, ke koagulaci nedojde. Přilepení spálené tkáně ke špičce bipolárních kleští se dá zabránit průběžným zavlažováním fyziologickým roztokem. Místo fyziologického roztoku může být použit jako zavlažovací roztok manitol, aby se zabránilo připálení k hrotu kleští, a aby se předešlo koncentraci tepla vytvářeným hroty kleští.^[2]

Připálená tkáň na hrotu kleští by měla být očištěna vlhkým hadříkem. Je potřeba se vyhnout poškrábání hrotů ostřím, protože poškrábáním jsou hroty více náchylné k připálení. Kleště mohou být zapuštěny (nastaveny), aby bylo možné se dostat do hlubších oblastí. Podle Rhoton et al jsou bipolární kleště s hroty o velikosti 1,5 a 2,0mm vhodné pro koagulaci velkých cév a krvácejících míst v pokožce hlavy, svalové a vazivové tkáně, hroty 0,7 a 1,0mm jsou vhodné pro koagulaci mozkové pleny a povrchu mozku a pro koagulaci povrchu nádoru, hrot o velikosti 0,5mm je užitečný pro koagulaci poblíž cév, hlavových nervů a mozkové tkáně v zadní jamce. Délka nastavných bipolárních kleští závisí na délce čepele potřebné k dosažení operovaného místa. Nastavené kleště s délkou rukojeti 8cm jsou používány na povrch mozku do hloubky 2cm, s délkou rukojeti 9,5cm jsou používány k dosažení hlubších oblastí mozku, jako například mozečko-mostní úhel (Cerebellopontineangle) a během supratentoriálního přístupu k sedlové oblasti. Delší 10cm se používají pro přístup k hlubším oblastem, jako při transsfenodiální chirurgii a chirurgii v oblasti zadní třetiny komory.^[2]

Byly navrženy různé samo-zavlažovací kleště. U kleští navržených Rhotonem byly k rukojeti bipolárních kleští připevněny precizní zavlažovací trubičky umožňující automatické ovlažování s jednotlivými koagulacemi, aniž by se narušil výhled chirurga. U kleští navržených King and Worpole průběžně odkapává normální fyziologický roztok z kovové trubičky umístěné v čepeli unilaterální bipolárních kleští. Tlaková pumpa a elektromagnetický ventil byly umístěny tak, že kapka vody může vytéct v případě potřeby. Zavlažovací bipolární kleště jsou zvláště užitečné vymývání hematomů u

subarachnoidálního krvácení v akutní fázi operace a k předcházení přilnavosti tkáně k bipolárním hrotům během koagulace. Jakmile je aktivován nožní přepínač, pumpa spojená s trubičkou poskytne celý rozptýl zavlažení, od umístění jediné kapky na operované místo, až po konstantní proud kapaliny.^[2]

Zavlažovací kleště mají dvě funkce: před-ovlažovací funkci, při které proudí malé množství zavlažovací vody před operací bipolární koagulací, což zvlhčí hroty bipolárních kleští a eliminuje teplo, které mohlo přebývat z předchozího použití; a po-ovlažovací funkci, jakmile byla koagulace zastavena, přičemž je rychle použito průběžné zavlažení k dosažení pohotovostního stavu zchlazením tkáně a hrotů bipolárních kleští. Takto může být dosaženo mírné srážení bez přilnavosti připálené tkáně a přilnutí k bipolárním kleštím, a navíc se minimalizuje zbytkové teplo, při jejich častém používání. Mezi některé úpravy bipolárních kleští patří proudový zavlažovací systém vytvořený Sano a jeho kolegy, ze kterého je možné vytrysknout proud vody při tlaku 300mm Hg. To může ovlažovat hematom s akutní hemoragickou lézí, abychom získali čistší vizuální kontakt. Nedochází k přilnavosti či popálení na špičkách bipolárních kleští při dosahování koagulace mikro-cév, jako jsou křehké cévy arteriovenózní malformace. Další úpravy zahrnují tranzistorový bipolární koagulační systém navržený Sugila and Tsugane, který je vybaven termoregulačním mechanismem pro ochlazování bipolárních kleští, a dále systém navržený Ohta et al, který spustí zavlažování, jakmile jsou kleště zavřeny, a naopak, jakmile se kleště otevřou. Při těchto řešeních tedy není potřeba nožního spínače.^[2]

Bipolární koagulační kleště jsou často nesprávně používány.

Komplikace kvůli nesprávnému užití jsou:

1. Vznik sraženiny na hrotu
2. Přilnavost krevních cév na hrot kleští
3. Průnik aneurysmatu
4. Nežádoucí oblastní poškození tkáně v důsledku uzemnění proudu přes tělo

Základní principy pro efektivní použití bipolárních koagulátorů jsou:

1. Průtok proudu by neměl být zahájen, dokud není dosaženo požadovaného odvedení proudu. Pokud se jedna z čepelí, neizolovaných bipolárních kleští nechtěně dotkne tkáně, zatímco je proud zapnutý, bude se proud snažit uzemnit přes tkáň a může způsobit škody. Toto se obvykle stává, když je proud nastaven na vysokou úroveň.
2. Koagulace by měla být prováděna v malé nádržce s vodou. Rozhraní mezi hroty kleští a tkání by mělo být vlhké. Odsávání zavlažování je tedy účelné.
3. V případě zavlažování kleští by nemělo docházet k jejich zaplavení. V místě koagulace by mělo být pouze malé množství roztoku. Pokud tam bude příliš mnoho roztoku, proud by mohl téct mezi tyčkami kleští stejně jako na jejich hrotu a může odsunout proud pryč od špičky.
4. Při použití s cévami by měly bipolární kleště pulsovat (být otvírány minimálně a zavírány). Kleště by neměly být jednoduše sevřeny k cévě a drženy v uzavřené pozici. Měly by pulsovat přibližně dvakrát za sekundu. Proud by tedy měl být aplikován v krátkých dávkách.

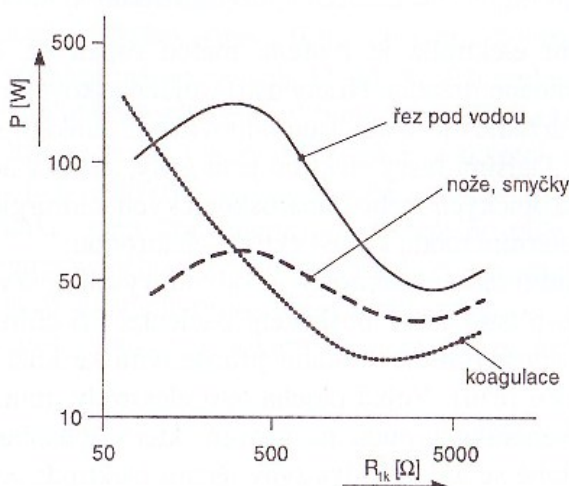
- Neboť je během operace možná potřeba metodické výměny mezi monopolárním a bipolárním postupem, doporučuje se pro každý případ přiložení neutrální elektrody.^[2]

Bipolární řezání relativně nová technika. Oproti monopolárním technikám proudí při bipolárním řezání vysokofrekvenční proud - stejně jako u bipolární koagulace - přímo od jedné elektrody ke druhé elektrodě, která se nalézá v její těsné blízkosti. Není nutné přiložení žádné neutrální elektrody. [3]

Řezy tkání se realizují zásadně při monopolárním módu. Aplikované výkony dosahují 400 W (500 W). Pracovní frekvence systémů bývá v rozsahu 250-1750 kHz, výjimečně do 3 MHz. Proud dosahuje hodnot 3-4 A při maximální hustotě proudu 200 mA/cm². Výstupní napětí přístroje bývá 0,2 - 5 kV_{ss}. Tvar generovaného signálu je pro tavný řez v nemodulované nosné (CW) nebo jen s mírnou amplitudovou modulací (malým indexem modulace). Při koagulaci se aplikují aperiodické kmity se střídou zpravidla 1:5. Sdružený režim označený „mix“ využívá kombinovaný tvar generovaného signálu. Principiální blokové schéma zapojení vysokofrekvenčního elektrochirurgického přístroje vidíme na obrázek 7. ^[1]



Velikost aplikovaného vysokofrekvenčního proudu, a tím i výkonu, je závislá na impedanci tkání vyskytujících se v jednotlivých klinických oborech. Pohybuje se v rozsahu 0,4 do 4,5 k Ω . Typická závislost potřebného výkonu při tavném řezu a při koagulaci pro různé odpory tkání je uvedena na obrázek 8.^[1]



Obrázek 8 - Závislost vysokofrekvenčního výkonu na odporu tkání^[1]

Ovládání režimu funkcí elektrochirurgického přístroje je možné v zásadě trojím způsobem: spínači na panelu, spínači v držadle aktivní elektrody nebo nožním spínačem. Vysokofrekvenční výkonové zesilovače lze v těchto zařízeních realizovat:

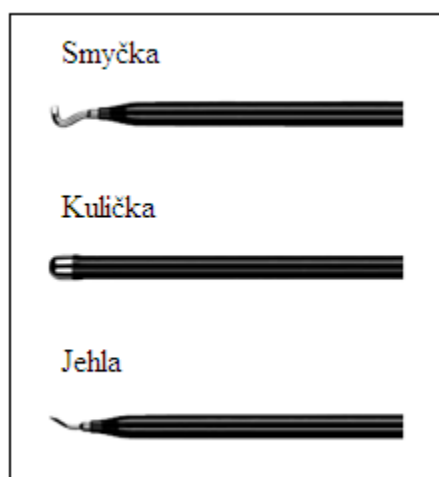
- elektronkami při napájení až 1,6 kV,
- bipolárními tranzistory ve třídě A,
- bipolárními tranzistory i tranzistory MOSFET jako hybridními kaskádními zesilovači,
- výkonovými tranzistory MOSFET v mostovém zapojení.^[1]

5. Provedení elektrod

Navržený tvar aktivní elektrody je závěrečný prvek určující koncentraci pole v místě aplikace. To umožňuje řídit teplotu v její těsné blízkosti a tak prostřednictvím tvaru elektrody řídit i výsledný účinek. Tenká, zahrocená elektroda vytváří vysokou proudovou hustotu a tudíž i teplotu. Výsledkem je elektrický řezací účinek. Větší povrch elektrody vytváří nižší proudovou hustotu a tím i nižší teplotu. To má za následek koagulační efekt.^[8]

Aktivní (diferentní) monopolární elektroda je tvořena malou čepelí se symetrickým ostřím fixovanou do izolovaného držadla. V držadle elektrody jsou odpovídající funkční spínače pro přepnutí z řezu na koagulaci. Dalšími tvary elektrod jsou jehly, smyčky nebo kuličky různých rozměrů viz Obrázek 9.^[1]

Hlavní funkcí rozptylovací (indifferentní) elektrody je odvod vysokofrekvenčního proudu do elektrochirurgického přístroje bez poškození pacienta. Při chirurgickém výkonu se toho dosahuje velkoplošnými elektrodami přiloženými ke kůži pacienta na opačné straně těla (vůči místu řezu). Velká plocha této elektrody, min. 180 cm², redukuje hustotu vysokofrekvenčního proudu na úroveň, která způsobuje minimální ohřev tkání. V současné době se aplikují dva typy těchto elektrod: odporové a kapacitní. V obou případech je tenká kovová fólie na vnější straně izolována a obklopena adhezivní pěnovou hmotou. Odporový typ elektrody se aplikuje s elektricky vodivým gelem, kapacitní typ s nevodivým gelem.^[1]



Obrázek 9 - Příklady tvaru aktivních monopolárních elektrod^[4]

6. Klinické aplikace

Aplikace tavných řezů i koagulací jsou využívány od mikrochirurgie v neurochirurgii a dermatologii až po velké výkony v oblasti hrudníku nebo pánve. Rozsahy vysokofrekvenčních výkonů s odpovídajícími obory aplikací jsou uvedeny v Tabulce 1.^[1]

Výkon [W]			Aplikace
malý	řez	<30	neurochirurgie, dermatologie, plastická chirurgie, dentální chirurgie, laparoskopická sterilizace, vasektomie (odnětí chámovodu),
	koagulace	<30	
střední	řez	30-150	obecná chirurgie, laparotomie, chirurgie v oblasti hlavy a krku, velká ortopedická a vaskulární chirurgie, polypektomie (polypy),
	koagulace	30-70	
velký	řez	>150	transuretrální resekce, thorakotomie, ablace karcinomu, mastektomie (odnětí prsu),
	koagulace	>70	

Tabulka 1 - Typické vysokofrekvenční výkony pro chirurgické aplikace^[1]

7. Bezpečnostní opatření

Elektrochirurgické přístroje jsou vysokofrekvenční generátory, které vytváří při práci, pro kterou jsou určeny, vysoká napětí a vysoké proudy. Při jejich provozu existuje nebezpečí jak pro pacienta, tak pro operační tým. Nejčastějšími úrazy jsou popáleniny nebo elektrické šoky. Teplota v okolí rozptylovací (indiferentní) elektrody nemá převýšit 45°C. Při aplikovaných výkonech větších než 50 W je dle doporučení IEC nutná kontrola funkcí zařízení, která spočívá:

- v kontrole odporu kabelů elektrod, který nesmí převýšit 1k Ω (alarm),
- v kontrole napětí mezi indiferentní elektrodou a zemněním (operačního stolu),
- v kontrole přerušení zemnicího obvodu měřením a porovnáním proudů přiváděných do aktivní elektrody (alarm).

Abychom zabránili nebezpečí úrazu pacienta, obsluhy nebo třetích osob je proto nezbytné při práci striktně dodržovat návody na použití a bezpečnostní metodické pokyny.^{[1],[3]}

7.1. Uložení pacienta

Pacient musí být uložen tak, aby byl izolován od uzemněných kovových předmětů. Je třeba dbát především na to, aby všechny vodivé povrchy a místa dotyku, jako jsou opěrky rukou, opěrky nohou, byly izolovány od pacienta. Potřebnou bezpečnou vysokofrekvenční izolaci operačního stolu zabezpečíme dostatečným množstvím podložek (operační podložky). Aby během operace nebyla narušena vysokofrekvenční izolace pronikající vlhkostí (pot, tělní tekutiny atd.), musí být podložka pokryta vodotěsnou fólií. Musí být zabráněno jakémukoli hromadění tekutiny pod pacientem. V opačném případě je nutné použít další suché podložky. Oblasti se silnou tvorbou potu, končetiny položené na těle a místa dotyku kůže s kůží by měla být udržována suchá proložením. Tyto izolační podmínky by měly být zachovány i po přemístění pacienta během operace do jiné polohy.^{[3],[8]} Požadavek izolace pacienta od operačního stolu se musí uplatnit na celý povrch pacientova těla a tím na všechna místa možného dotyku.^[3]

7.2. Přiložení neutrální elektrody

Elektrody a přívodní kabely je nutné pečlivě přiložit. Při tomto je třeba dbát toho, aby:

- byla neutrální elektroda umístěna co nejbližee operačnímu poli, spolehlivě a celou plochou doléhala na tělo pacienta,
- byl zaručen bezpečný kontakt neutrální elektrody po celou dobu trvání vysokofrekvenční aplikace,
- při přiložení neutrální elektrody na končetiny nesmí být omezeno jejich krevní zásobení,
- byl přívodní kabel vysokofrekvenčních elektrod veden bez smyček a tak, aby se nedotýkal pacienta ani jiných vedení. To platí především pro neutrální elektrody. Mohou být používány pouze originální vodiče od výrobce,

- byly cesty proudu v těle co nejkratší a směřovaly v podélném nebo diagonálním směru těla, ne napříč, v žádném případě přes hrudník. Případné kovové součástky na nebo v těle je vhodné odstranit, izolovat nebo jim věnovat zvýšenou pozornost.

Po změně polohy pacienta je nutné provést kontrolu správného přiložení elektrod a vodičů.^[3]

Neutrální elektroda nesmí být aplikována přes implantáty a jiné materiály, stejně jako přes kostní výstupky a zjizvenou tkáň. V opačném případě je potřeba místo přiložení připravit, vyčistit a odmastit. Silné ochlupení je nutné odstranit. K odstranění nesmí být použito prostředků, které vysušují kůži (např. alkohol).^[3]

7.3. Zacházení s aktivní elektrodou

Při používání vysokofrekvenční chirurgie je potřeba dodržovat následující pravidla:

- Při souběžném použití vysokofrekvenční chirurgie a sledovacích monitorů u jednoho pacienta smí být používány pouze ty sledovací elektrody, jejichž přírodní kabely jsou chráněny nebo VF stíněny. Neutrální elektrody nesmí být pro monitoring použity. Aktivní chirurgické elektrody nesmí být použity v blízkosti EKG elektrod (vzdálenost min. 15 cm).
- Vysokofrekvenční výkon by měl být nastaven na nejmenší možnou hodnotu postačující pro daný účel.^[3]

7.4. Další bezpečnostní opatření

- Při zákrocích na části těla s malým průřezem může dojít k nežádoucí koagulaci na jiných místech. V těchto případech je doporučeno použití bipolárních technik.
- Mělo by být vyloučeno použití vznětlivých anestetik, N₂O a kyslíku. Při použití vysokofrekvenční chirurgie dochází vždy k tvorbě jisker na aktivní elektrodě. Hořlavé látky, které se používají k čištění, dezinfekci nebo ředění, musí být před použitím vysokofrekvenční chirurgie odstraněny nebo odpařeny. Hrozí zde nebezpečí vznícení těchto nahromaděných hořlavých látek pod pacientem nebo v tělních dutinách. Tekutiny, které se v těchto místech hromadí, musí být odsáty před vlastním použitím chirurgického vysokofrekvenčního přístroje. Kyslíkem nasáté materiály, jako vata a mul, se mohou při běžném použití vysokofrekvenčního přístroje vznítit od vznikajících jisker.
- Kombinování s jinými přístroji smí být prováděno pouze se svolením výrobce.
- Ostatní elektromedicínské přístroje mohou být provozem VF chirurgického přístroje rušeny.^{[3],[8]}

7.5. Kardiostimulátory a implantáty

Pro pacienty s metalickými implantáty všeobecně platí, že cesty vysokofrekvenčního proudu nesmí být vedeny přes tyto implantáty. Toto je nutné zohlednit při aplikaci neutrálních i aktivních elektrod, to znamená zákaz přikládání neutrální elektrody přes endoprotézy.^{[3],[8]}

Při použití vysokofrekvenční chirurgie může dojít k ohrožení pacientů s aktivními implantáty, např. s kardiostimulátory nebo implantovanými elektrodami. Následkem aktivace může být nenapravitelně poškozen aktivní implantát nebo ovlivněna jeho funkce. Měly by být dodržovány níže uvedené pokyny:

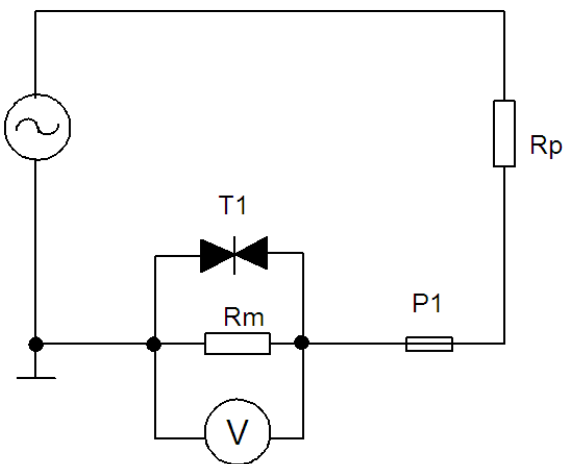
- Sledování takovýchto pacientů za použití vhodného sledovacího monitoru.
- Potřebné přístroje pro naléhavé případy léčení srdce musí být připraveny v pohotovosti (tj. operační kardiostimulátor a v naprostém pořádku defibrilátor).

Pro elektrochirurgický přístroj platí:

- Nastavené výstupní proudy by měly být nastaveny na co možná nejnížší hodnotu.
- Aktivní elektroda VF přístroje by neměla být použita blíže než 15 cm od implantátu nebo od jeho elektrody.
- Doporučuje se, pokud je to možné, použít bipolárních technik.^{[3],[8]}

8. Návrh a realizace měřícího přípravku

Při monopolárním módu aplikované výkony mohou dosahovat, až 400 W. Proud dosahuje hodnot 3-4 A při maximální hustotě proudu 200 mA/cm². Výstupní napětí přístroje bývá 0,2 - 5 kV_{ss}. Aby toto velké napětí bylo možné změřit na osciloskopu je potřeba vytvořit napěťový dělič, který bude napětí z koagulátoru dělit na napětí U_{RP} - napětí na pacientovi a na U_{RM} - napětí na měřícím odporu. Pokud by nebyl použit napěťový dělič, mohlo by toto vysoké napětí z koagulátoru poškodit osciloskop.



Obrázek 10 - Schéma zapojení měřícího přípravku

Odpor pacienta (tkáně) může být v rozmezí 0,4 do 4,5 kΩ. Měřící odpor byl zvolen malý, aby na něm byly malé úbytky napětí a aby toto napětí bylo možné měřit na osciloskopu a dále s ním pracovat. Odpory musí odolávat vysokému výkonu a ty dosahují až 400W/500Ω. Zvolený odpor je

však mnohem vyšší, a to 1020Ω , pro ten je určen výkon podle obrázku 8. Odpor byl tedy vybrán pro výkony do 300W. Z finančního důvodu byly zakoupeny dva odpory o velikosti 510Ω a 150W, tyto odpory byly zapojeny do série.

R_p = odpor pacienta (tkáně), zvolila jsem 1020Ω

R_M = měřicí odpor, zvolila jsem $0,82\Omega$

Ochranné prvky:

T_1 = transil nad $U_{R_{M,max}}$, při velkém přetížení se nepřeruší, ale naopak zkratuje.

P_1 =pojistka na I_{max} , přeruší obvod při nadproudu.

Určení prvků:

- Monopolární koagulace

$$P_{max}=300W/500\Omega$$

$$U_{max}=\sqrt{P_{max} * R} = \sqrt{300 * 500} = 387,3V$$

$$I_{max}=\sqrt{\frac{P_{max}}{R}} = \sqrt{\frac{300}{500}} = 0,775A$$

$$R_p=1020\Omega$$

$$R_M=0,82\Omega$$

$$U_{RP}=R_p * I_{max}=1020*0,775=790,5V$$

$$P_{RP}=U_{RP} * I_{max}=790,5*0,775=612,6375W$$

$$U_{RM}=R_M * I_{max}=0,82*0,775=0,6355 V$$

$$PRM [W]=U_{RM} * I_{max}=0,6355*0,775=0,493W$$

- Monopolární řezání

$$P_{max}=400W/500\Omega$$

$$U_{max}=\sqrt{P_{max} * R} = \sqrt{400 * 50} = 141,42V$$

$$I_{max}=\sqrt{\frac{P_{max}}{R}} = \sqrt{\frac{400}{50}} = 2,83A$$

$$R_p=1020\Omega$$

$$R_M=0,82\Omega$$

$$U_{RP}=R_P \cdot I_{\max}=1020 \cdot 2,83=2886,6V$$

$$P_{RP}=U_{RP} \cdot I_{\max}=2886,6 \cdot 2,83=8169,078W$$

$$U_{RM}=R_M \cdot I_{\max}=0,82 \cdot 2,83=2,32 V$$

$$PRM [W]=U_{RM} \cdot I_{\max}=2,32 \cdot 2,83=6,5656W$$

- Bipolární koagulace

$$P_{\max}=50W/125\Omega$$

$$U_{\max}=\sqrt{P_{\max} \cdot R} = \sqrt{50 \cdot 125} = 79,1V$$

$$I_{\max}=\sqrt{\frac{P_{\max}}{R}} = \sqrt{\frac{50}{125}} = 0,632A$$

$$R_P=1020\Omega$$

$$R_M=0,82\Omega$$

$$U_{RP}=R_P \cdot I_{\max}=1020 \cdot 0,632=644,64V$$

$$P_{RP}=U_{RP} \cdot I_{\max}=644,64 \cdot 0,632=407,42W$$

$$U_{RM}=R_M \cdot I_{\max}=0,82 \cdot 0,632=0,1264 V$$

$$PRM [W]=U_{RM} \cdot I_{\max}=0,1264 \cdot 0,632=0,08W$$

Pozn. Výkony vycházejí vyšší než je výkon dodávaný přístrojem, jelikož při vyšším odporu počítáme neustále s I_{\max} a přitom by měl proud při vyšším odporu klesat, ale jelikož nemáme žádné další údaje pro výpočet, pak nám tyto hodnoty postačují.

Z vypočítaných hodnot odvodíme velikost transilu na 6,8V a velikost proudové pojistky na 3,15A.

9. Testování na přístroji

Testování na přístroji bylo prováděno, jak pro monopolární mód, tak pro bipolární mód. Hlavním cílem bylo ověřit správnou funkčnost přístroje a otestovat měřící přípravek a popřípadě upozornit na jeho nedostatky.

Jako první byla naměřená data na osciloskopu, které jsem zpracovávala v Matlabu, kde jsem si vytvořila program pro výpočet nejdůležitějších hodnot potřebných pro ověření funkčnosti koagulátoru.

Data pro monopolární a bipolární koagulaci byla naměřena pro všechny stupně výkonu. Data pro monopolární řezání byla naměřena pro všechny stupně výkonu, u každého stupně výkonu byly data proměřeny i pro všechny stupně koagulace.

Zde uvádím pouze příklady naměřených dat, všechny naměřená a zpracovaná data jsou v příloze II testování na přístroji.

Tabulky naměřených hodnot obsahují P_{rm} - výkon měřicího odporu, je to výkon, který naměříme na měřicím odporu $0,82 \Omega$, U_{rmeff} - efektivní hodnotu napětí na měřicím odporu, I – proud, který prochází obvodem, U_{rpeff} -efektivní hodnotu napětí na odporu pacienta, který představuje hodnotu odporu tkáně, P_{rp} – výkon na odporu pacienta.

- Bipolární koagulace

Bipolární koagulace $t=500ns$

stupeň výkonu	$P_{rm}[W]$	$U_{rmeff} [V]$	$I [A]$	$U_{rpeff} [V]$	$P_{rp}[W]$
1	0,0017	0,0418	0,0510	51,9788	2,6488
2	0,0023	0,0480	0,0585	59,7006	3,4943
3	0,0021	0,0459	0,0560	57,1522	3,2023
4	0,0041	0,0640	0,0781	79,6155	6,2143
5	0,0020	0,0452	0,0551	56,1708	3,0933
6	0,0019	0,0433	0,0528	53,8738	2,8455
7	0,0016	0,0397	0,0484	49,3829	2,3909
8	0,0023	0,0482	0,0587	59,9141	3,5193
9	0,0021	0,0455	0,0555	56,5900	3,1396
10	0,0040	0,0632	0,0771	78,6382	6,0627

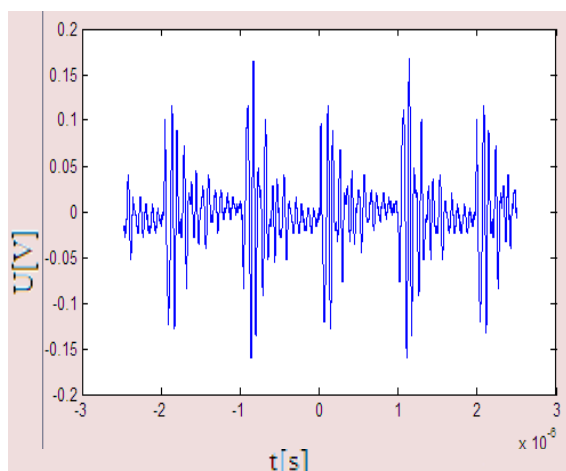
Tabulka 2 - Naměřené hodnoty pro bipolární koagulaci $t=500ns$ první měření

Bipolární koagulace $t=500ns$

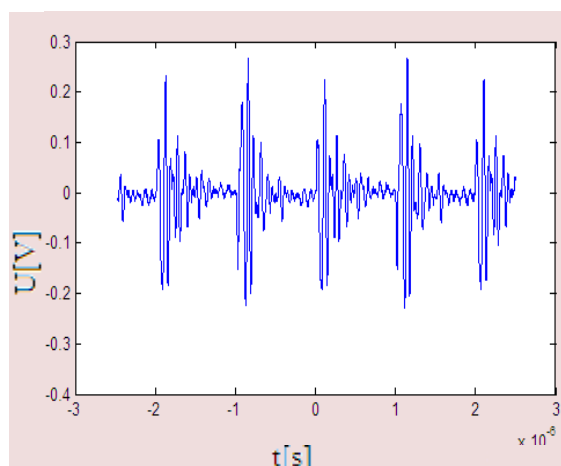
stupeň výkonu	$P_{rm}[W]$	$U_{rmeff} [V]$	$I [A]$	$U_{rpeff} [V]$	$P_{rp}[W]$
1	0,00073556	0,0271	0,0331	33,736	1,1158
2	0,004	0,0632	0,0771	78,6006	6,0569
3	0,0022	0,0467	0,0569	58,0639	3,3053
4	0,0019	0,044	0,0536	54,7055	2,934
5	0,0038	0,0617	0,0753	76,8036	5,7831
6	0,0022	0,0464	0,0566	57,7679	3,2717
7	0,0037	0,0605	0,0738	75,2348	5,5493
8	0,0047	0,0684	0,0835	85,1289	7,1048
9	0,0033	0,0574	0,07	71,3942	4,9972
10	0,0052	0,072	0,0878	89,5608	7,8639

Tabulka 3 - Naměřené hodnoty pro bipolární koagulaci $t=500ns$ druhé měření

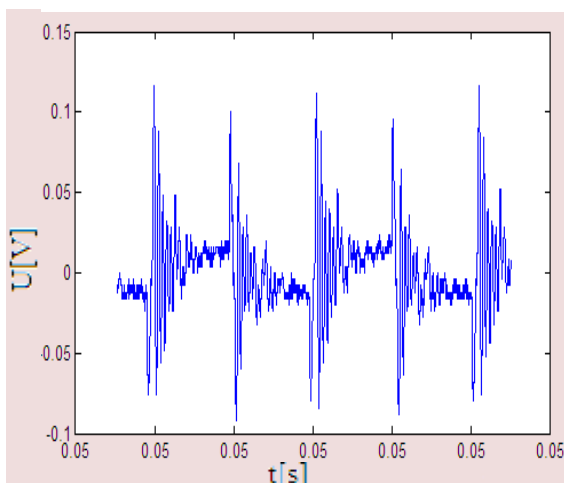
Podle výpočtů pro bipolární koagulaci z kapitoly 8 můžeme dosáhnout maximálního napětí 79,1V při maximálním výkonu 50W a na odporu 125Ω na větším odporu bývají úbytky napětí vyšší, vyplývá to z Ohmova zákona. Maximálního proudu, kterého můžeme dosáhnout je 0,632A. Hodnoty byly naměřeny na odporu 1020Ω, z toho vyplývá, že by měla být hodnota proudu menší než maximální hodnota při maximálním dodávaném výkonu. Výkony, kterých pak dosáhneme, jsou menší než 50 W. Z tabulky 2 můžeme dosáhnout maximálního výkonu na pacientovi 6,0627 W a protékající proud je menší než maximální. Hodnoty P_{rms} a U_{rmeff} mi sloužily jako pomocné hodnoty pro výpočty proudu a napětí na pacientovi proto není potřeba je porovnávat. Z tabulky 3 můžeme dosáhnout maximálního výkonu na pacientovi 7,8639 W a protékající proud je menší než maximální. Obě tabulky byly naměřeny na stejné časové základně osciloskopu, a přesto zde můžeme nalézt odlišné hodnoty.



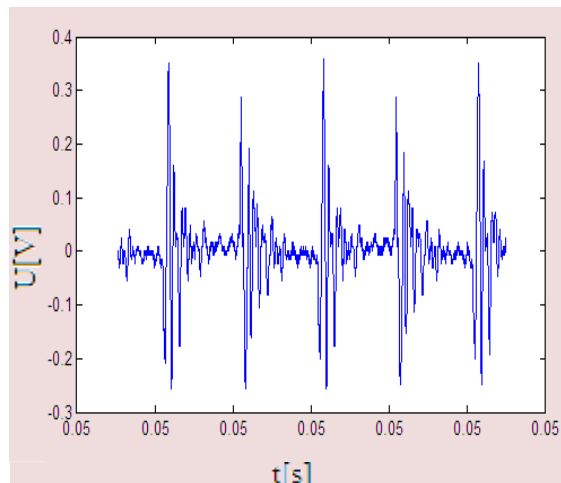
Obrázek 11- Křivka bipolární koagulace pro stupeň výkonu 1 první měření



Obrázek 12 - Křivka bipolární koagulace pro stupeň výkonu 10 první měření



Obrázek 13 - Křivka bipolární koagulace pro stupeň výkonu 1 druhé měření



Obrázek 14 - Křivka bipolární koagulace pro stupeň výkonu 10 druhé měření

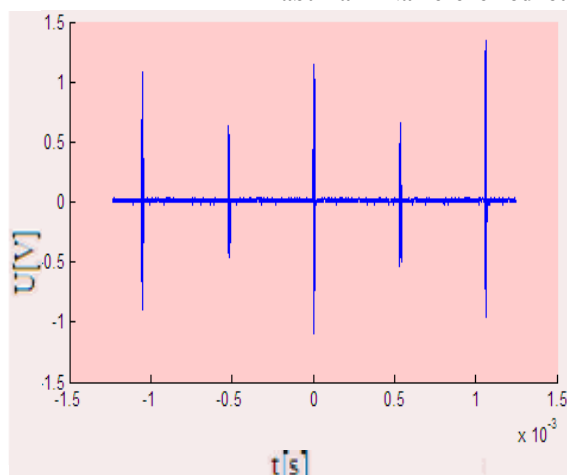
Na obrázcích 11 až 14 jsou zobrazeny průběhy bipolární koagulace. Jak si zde můžeme povšimnout, při zvyšování stupně výkonu se nám nemění perioda signálu, ale pouze amplituda.

- Monopolární koagulace

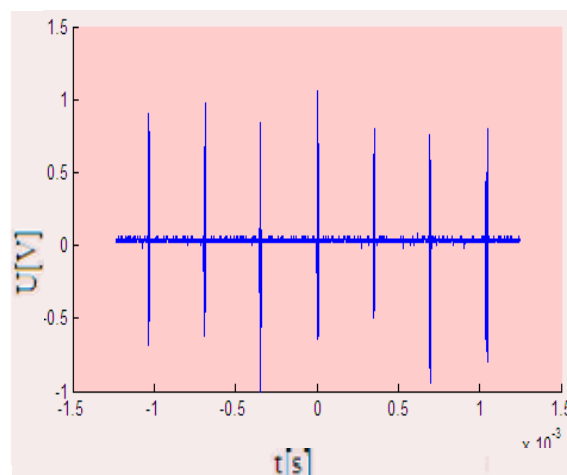
Monopolární koagulace $t=250\mu s$

stupeň výkonu	$P_{rm}[W]$	$U_{rmeff}[V]$	$I[A]$	$U_{rpef}[V]$	$P_{rp}[W]$
1	0,012	0,1095	0,1335	136,1813	18,1817
2	0,0127	0,1125	0,1372	139,9895	19,2128
3	0,0177	0,1329	0,1621	165,3511	26,8049
4	0,0256	0,1602	0,1953	199,2183	38,9098
5	0,0305	0,1747	0,213	217,3007	46,2937
6	0,0416	0,204	0,2488	253,7682	63,1356
7	0,0537	0,2318	0,2827	288,3759	81,5301
8	0,0785	0,2801	0,3416	348,4089	119,0086
9	0,1064	0,3262	0,3979	405,8193	161,4601
10	0,1187	0,3445	0,4201	428,492	180,0053

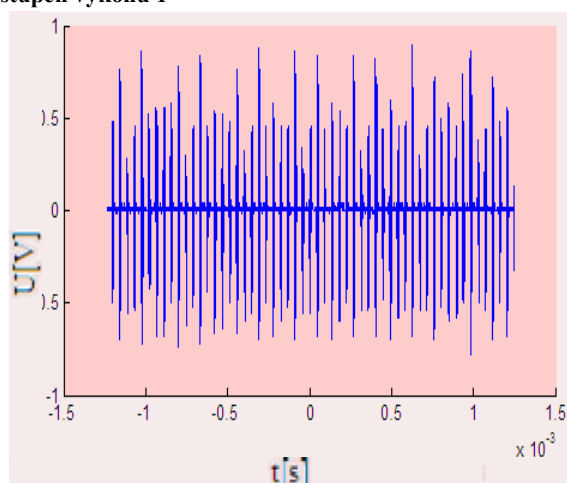
Tabulka 4- Naměřené hodnoty pro monopolární koagulaci $t=250\mu s$



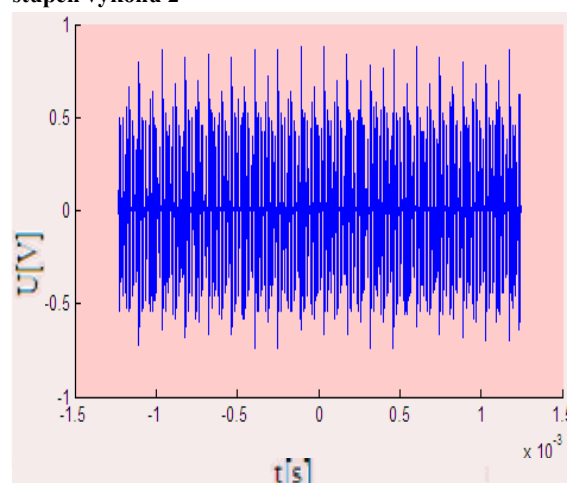
Obrázek 15 - Křivka monopolární koagulace pro stupeň výkonu 1



Obrázek 16 - Křivka monopolární koagulace pro stupeň výkonu 2



Obrázek 17 - Křivka monopolární koagulace pro stupeň výkonu 6

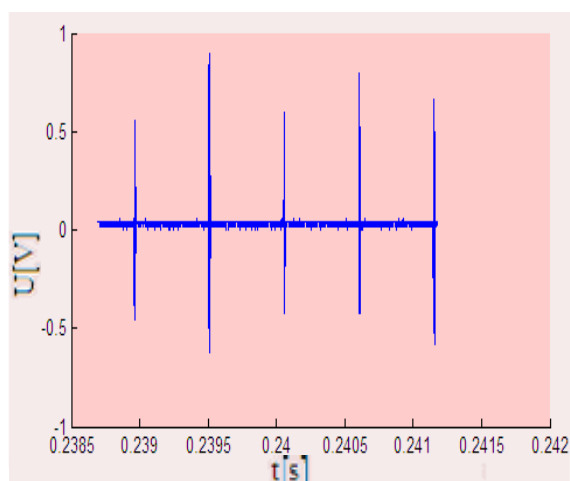


Obrázek 18 - Křivka monopolární koagulace pro stupeň výkonu 9

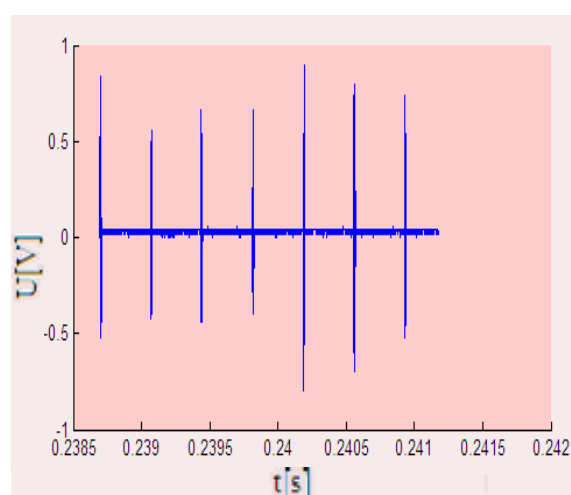
Monopolární koagulace tenká elektroda $t=250\mu s$

stupeň výkonu	$P_{rm}[W]$	$U_{rmeff}[V]$	$I[A]$	$U_{rpeff}[V]$	$P_{rp}[W]$
1	0,0065	0,0805	0,0982	100,1611	9,8355
2	0,0092	0,0957	0,1167	118,9952	13,8822
3	0,0108	0,1041	0,1269	129,4589	16,431
4	0,015	0,1224	0,1492	152,2056	22,7123
5	0,0209	0,1447	0,1764	179,9722	31,7549
6	0,0301	0,1734	0,2114	215,6369	45,5875
7	0,0379	0,1947	0,2374	242,1347	57,4796
8	0,0649	0,2548	0,3107	316,9361	98,4789
9	0,0811	0,2848	0,3474	354,3251	123,0846
10	0,093	0,305	0,372	379,4401	141,1517

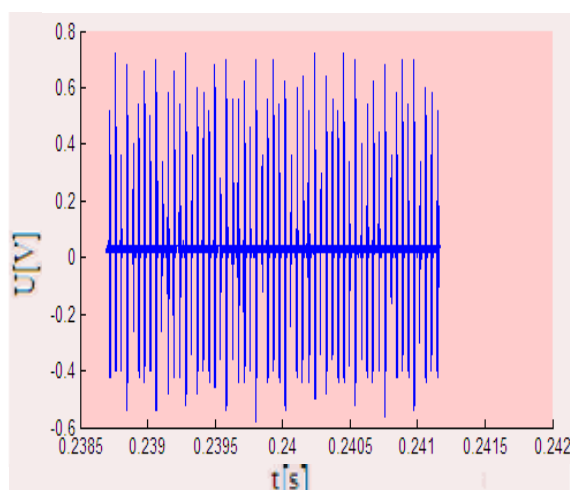
Tabulka 5 - Naměřené hodnoty pro monopolární koagulaci $t=250\mu s$



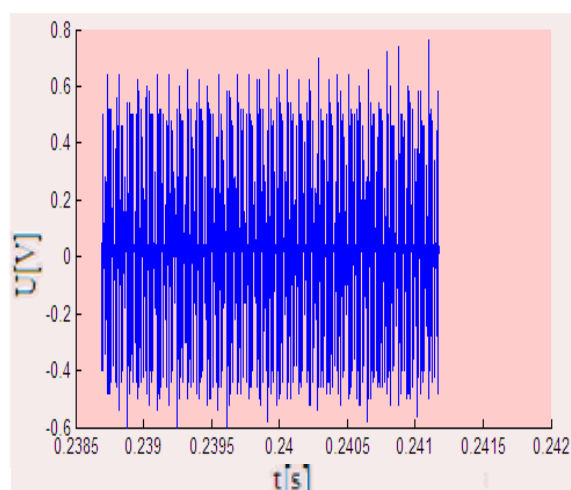
Obrázek 19 - Křivka monopolární koagulace pro tenkou jehlovou elektrodu stupeň výkonu 1



Obrázek 20 - Křivka monopolární koagulace pro tenkou jehlovou elektrodu stupeň výkonu 2



Obrázek 21 - Křivka monopolární koagulace pro tenkou jehlovou elektrodu, stupeň výkonu 6



Obrázek 22 - Křivka monopolární koagulace pro tenkou jehlovou elektrodu, stupeň výkonu 9

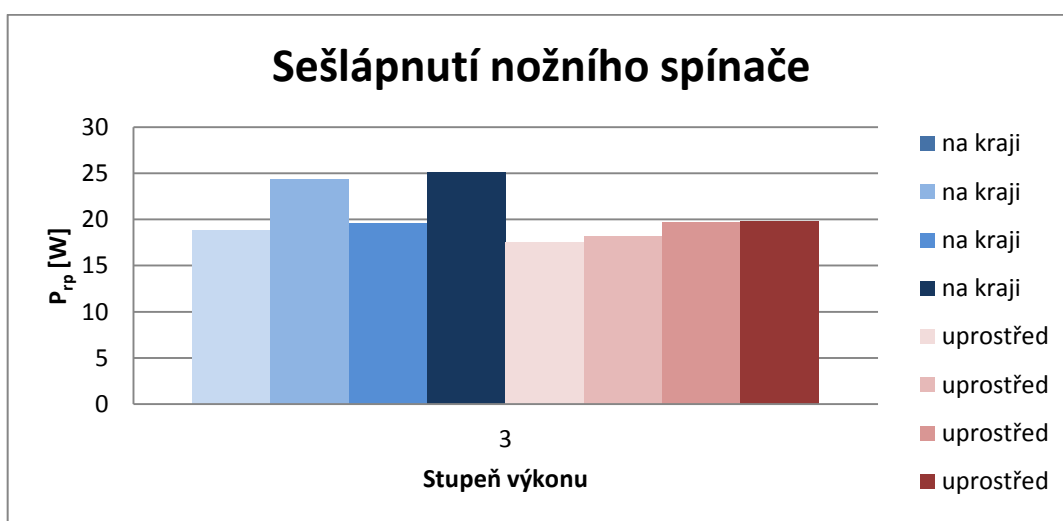
Podle výpočtů pro monopolární koagulaci z kapitoly 8 můžeme dosáhnout maximálního napětí 387,3V při maximálním výkonu 300W a na odporu 500Ω na. Maximálního proudu, kterého můžeme dosáhnout je 0,775A. Hodnoty byly naměřeny na odporu 1020Ω a tudíž by měla být hodnota proudu menší než maximální hodnota při maximálním dodávaném výkonu. Výkony, kterých pak dosáhneme, jsou menší než 300 W. Z tabulky 4 můžeme dosáhnout maximálního výkonu na pacientovi 180,005 W a protékající proud je menší než maximální. Z tabulky 5 můžeme dosáhnout maximálního výkonu na pacientovi 7,8639 W a protékající proud je menší než maximální. Obě tabulky byly naměřeny na stejné časové základně osciloskopu, a přesto zde můžeme nalézt odlišné hodnoty.

Na obrázcích 18 až 22 jsou zobrazeny průběhy monopolární koagulace. Jak si zde můžeme povšimnout, tak při zvyšování stupně výkonu se nám mění perioda signálu, ale amplituda zůstává stejná. Je tomu právě opačně, než u bipolární koagulace.

Monopolární koagulace výkon=3, t=250μs

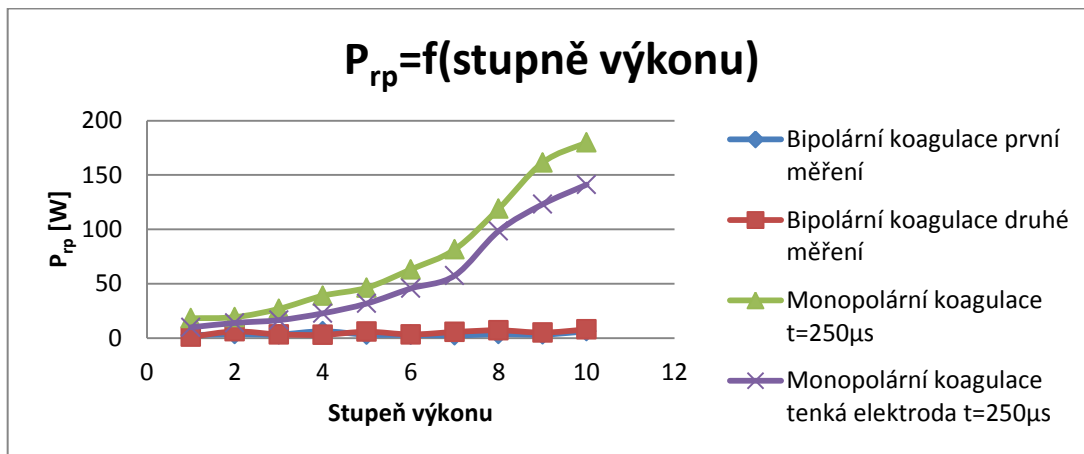
zmáčknuti	$P_{rm}[W]$	$U_{rref}[V]$	$I[A]$	$U_{rref}[V]$	$P_{rp}[W]$
na kraji	0,0124	0,1113	0,1358	138,498	18,8056
na kraji	0,016	0,1266	0,1544	157,5056	24,3216
na kraji	0,0129	0,1136	0,1386	141,3375	19,5846
na kraji	0,0166	0,1288	0,157	160,1723	25,1521
uprostřed	0,0116	0,1076	0,1312	133,8049	17,5527
uprostřed	0,012	0,1093	0,1333	135,9973	18,1326
uprostřed	0,013	0,1139	0,1388	141,6236	19,664
uprostřed	0,0131	0,1143	0,1394	142,2337	19,8337

Tabulka 6 - Naměřené hodnoty pro monopolární koagulaci stisk na nožním spínači



Obrázek 23- Vliv sešlápnutí nožního spínače

V tabulce 6 je uvedeno, jaký vliv má na naměřené hodnoty sešlápnutí nožního spínače. Pokud nožní spínač sešlapují uprostřed (záleží na intenzitě sešlápnutí a době), pak jsou rozdíly hodnot menší, než když nožní spínač sešlapují na kraji. V obrázku 23 jsou tyto hodnoty znázorněny graficky.



Obrázek 24- Porovnání monopolární a bipolární koagulace

Pokud porovnám velikost výstupního výkonu pro monopolární a bipolární koagulaci, pak mi správně vychází, že bipolární koagulace je menší než monopolární a to o více než 100W.

- Monopolární řezání

Monopolární řezání t=25μs

stupeň koagulace 0 stupeň výkonu	P_{rm} [W]	U_{rmeff} [V]	I [A]	U_{rpef} [V]	P_{rp} [W]
1	0,0179	0,1338	0,1632	166,4247	27,1541
2	0,0195	0,1397	0,1704	173,8278	29,6236
3	0,0512	0,2262	0,2758	281,3509	77,6062
4	0,1011	0,318	0,3878	395,5909	153,4237
5	0,1708	0,4133	0,5041	514,1458	259,1626
6	0,1925	0,4388	0,5351	545,8216	292,0796
7	0,2025	0,45	0,5488	559,8017	307,2333
8	0,2111	0,4595	0,5603	571,5481	320,262
9	0,2349	0,4846	0,591	602,8305	356,279
10	0,2527	0,5027	0,613	625,2828	383,3123

Tabulka 7- Naměřené hodnoty pro monopolární řezání pro stupeň koagulace 0

Monopolární řezání $t=25\mu s$

stupeň koagulace 1 stupeň výkonu	$P_{rm}[W]$	$U_{rmef}[V]$	$I[A]$	$U_{rpef}[V]$	$P_{rp}[W]$
1	0,0178	0,1334	0,1627	165,9717	27,0065
2	0,0205	0,1432	0,1746	178,0797	31,0906
3	0,0496	0,2227	0,2716	276,9925	75,2204
4	0,1006	0,3171	0,3868	394,4964	152,5759
5	0,1669	0,4085	0,4982	508,1876	253,1909
6	0,2086	0,4567	0,557	568,1495	316,4646
7	0,2281	0,4776	0,5824	594,0763	346,0066
8	0,215	0,4637	0,5654	576,7589	326,1283
9	0,2347	0,4845	0,5908	602,643	356,0575
10	0,2536	0,5036	0,6141	626,396	384,6783

Tabulka 8- Naměřené hodnoty pro monopolární řezání pro stupeň koagulace 1

Monopolární řezání $t=25\mu s$

stupeň koagulace 2 stupeň výkonu	$P_{rm}[W]$	$U_{rmef}[V]$	$I[A]$	$U_{rpef}[V]$	$P_{rp}[W]$
1	0,0161	0,1267	0,1545	157,6117	24,3544
2	0,0181	0,1345	0,1641	167,3381	27,453
3	0,0566	0,2379	0,2901	295,9428	85,8648
4	0,0913	0,3022	0,3686	375,9513	138,568
5	0,1614	0,4018	0,49	499,7873	244,8896
6	0,1879	0,4335	0,5287	539,2529	285,0919
7	0,2033	0,4509	0,5499	560,872	308,4092
8	0,2056	0,4535	0,553	564,0476	311,9114
9	0,2016	0,449	0,5476	558,561	305,8729
10	0,2136	0,4622	0,5636	574,8959	324,0248

Tabulka 9- Naměřené hodnoty pro monopolární řezání pro stupeň koagulace 2

Monopolární řezání $t=25\mu s$

stupeň koagulace 3 stupeň výkonu	$P_{rm}[W]$	$U_{rmeff}[V]$	$I[A]$	$U_{rpeff}[V]$	$P_{rp}[W]$
1	0,0124	0,1112	0,1356	138,3033	18,7527
2	0,0144	0,1201	0,1465	149,4482	21,8968
3	0,0365	0,1911	0,2331	237,7113	55,3987
4	0,0635	0,2519	0,3072	313,3744	96,278
5	0,1193	0,3454	0,4212	429,6353	180,9672
6	0,1673	0,409	0,4988	508,7352	253,7368
7	0,1635	0,4044	0,4932	503,0184	248,0662
8	0,1701	0,4124	0,5029	512,9764	257,9851
9	0,1691	0,4112	0,5014	511,441	256,4431
10	0,1856	0,4308	0,5254	535,8664	281,5224

Tabulka 10- Naměřené hodnoty pro monopolární řezání pro stupeň koagulace 3

Monopolární řezání $t=25\mu s$

stupeň koagulace 4 stupeň výkonu	$P_{rm}[W]$	$U_{rmeff}[V]$	$I[A]$	$U_{rpeff}[V]$	$P_{rp}[W]$
1	0,0098	0,0991	0,1209	123,2734	14,8984
2	0,0148	0,1218	0,1485	151,4667	22,4923
3	0,0294	0,1715	0,2092	213,3543	44,6275
4	0,0681	0,261	0,3183	324,7032	103,3649
5	0,1113	0,3335	0,4068	414,8946	168,7623
6	0,1425	0,3775	0,4604	469,5582	216,1616
7	0,142	0,3769	0,4596	468,8202	215,4827
8	0,1497	0,3869	0,4719	481,3044	227,1117
9	0,1531	0,3913	0,4772	486,7566	232,2862
10	0,1587	0,3984	0,4859	495,5971	240,8005

Tabulka 11- Naměřené hodnoty pro monopolární řezání pro stupeň koagulace 4

Monopolární řezání $t=25\mu s$

stupeň koagulace 5 stupeň výkonu	$P_{rm}[W]$	$U_{rmef}[V]$	$I[A]$	$U_{rpef}[V]$	$P_{rp}[W]$
1	0,0107	0,1036	0,1263	128,8657	16,2808
2	0,0131	0,1144	0,1395	142,2869	19,8486
3	0,0245	0,1564	0,1907	194,5521	37,1083
4	0,0924	0,3039	0,3706	378,0532	140,1218
5	0,1221	0,3494	0,4261	434,601	185,1745
6	0,1329	0,3646	0,4446	453,5142	201,6423
7	0,1417	0,3764	0,4591	468,257	214,9654
8	0,1326	0,3642	0,4441	452,9749	201,163
9	0,1488	0,3857	0,4704	479,7985	225,6927
10	0,1523	0,3902	0,4759	485,3869	230,9808

Tabulka 12- Naměřené hodnoty pro monopolární řezání pro stupeň koagulace 5

Monopolární řezání $t=25\mu s$

stupeň koagulace 6 stupeň výkonu	$P_{rm}[W]$	$U_{rmef}[V]$	$I[A]$	$U_{rpef}[V]$	$P_{rp}[W]$
1	0,0086	0,0927	0,113	115,2688	13,0264
2	0,0123	0,1108	0,1352	137,8548	18,6313
3	0,029	0,1703	0,2077	211,8299	43,9921
4	0,0579	0,2406	0,2934	299,2313	87,7837
5	0,0958	0,3094	0,3774	384,915	145,2545
6	0,114	0,3377	0,4118	420,0447	172,978
7	0,1134	0,3368	0,4107	418,9643	172,0893
8	0,1131	0,3362	0,41	418,2435	171,4977
9	0,1195	0,3457	0,4216	429,9934	181,2689
10	0,1196	0,3458	0,4217	430,0922	181,3522

Tabulka 13- Naměřené hodnoty pro monopolární řezání pro stupeň koagulace 6

Monopolární řezání $t=50\mu s$

stupeň koagulace 7 stupeň výkonu	$P_{rm}[W]$	$U_{rmef}[V]$	$I[A]$	$U_{rpef}[V]$	$P_{rp}[W]$
1	0,0071	0,0841	0,1025	104,58	10,7225
2	0,009	0,095	0,1158	118,136	13,6825
3	0,0224	0,1497	0,1825	186,1612	33,9765
4	0,0463	0,2153	0,2625	267,761	70,2901
5	0,0655	0,256	0,3122	318,4495	99,4217
6	0,0853	0,2921	0,3562	363,2866	129,3894
7	0,0939	0,3065	0,3737	381,205	142,4679
8	0,0962	0,3101	0,3782	385,7648	145,8966
9	0,0941	0,3067	0,374	381,5173	142,7014
10	0,0939	0,3064	0,3736	381,0697	142,3668

Tabulka 14- Naměřené hodnoty pro monopolární řezání pro stupeň koagulace 7

Monopolární řezání $t=100\mu s$

stupeň koagulace 8 stupeň výkonu	$P_{rm}[W]$	$U_{rmef}[V]$	$I[A]$	$U_{rpef}[V]$	$P_{rp}[W]$
1	0,0059	0,077	0,0939	95,7954	8,9968
2	0,0083	0,0913	0,1114	113,5801	12,6475
3	0,0221	0,1486	0,1812	184,8359	33,4944
4	0,0415	0,2037	0,2484	253,3219	62,9137
5	0,0871	0,2952	0,36	367,1961	132,1892
6	0,1005	0,3169	0,3865	394,2527	152,3875
7	0,0946	0,3075	0,375	382,5263	143,4572
8	0,1038	0,3221	0,3929	400,7171	157,4256
9	0,1002	0,3166	0,3861	393,8468	152,0738
10	0,0925	0,3042	0,3709	378,3616	140,3505

Tabulka 15- Naměřené hodnoty pro monopolární řezání pro stupeň koagulace 8

Monopolární řezání $t=100\mu s$

stupeň koagulace 9 stupeň výkonu	$P_{rm}[W]$	$U_{rmef}[V]$	$I[A]$	$U_{rpef}[V]$	$P_{rp}[W]$
1	0,0039	0,0623	0,0759	77,4377	5,879
2	0,0072	0,085	0,1037	105,7469	10,9631
3	0,0205	0,1433	0,1747	178,2277	31,1423
4	0,0362	0,1903	0,2321	236,7011	54,9288
5	0,0741	0,2723	0,3321	338,7045	112,4713
6	0,0653	0,2556	0,3117	317,9788	99,1279
7	0,0706	0,2657	0,324	330,5308	107,1084
8	0,0651	0,2551	0,3111	317,3466	98,7342
9	0,0986	0,314	0,3829	390,6089	149,5837
10	0,0934	0,3056	0,3727	380,1801	141,7028

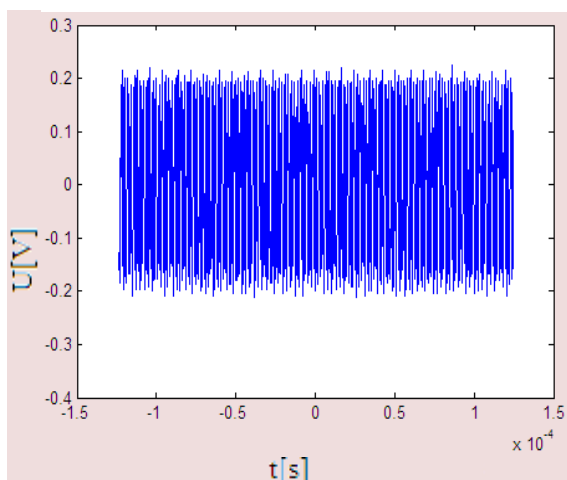
Tabulka 16- Naměřené hodnoty pro monopolární řezání pro stupeň koagulace 9

Monopolární řezání $t=100\mu s$

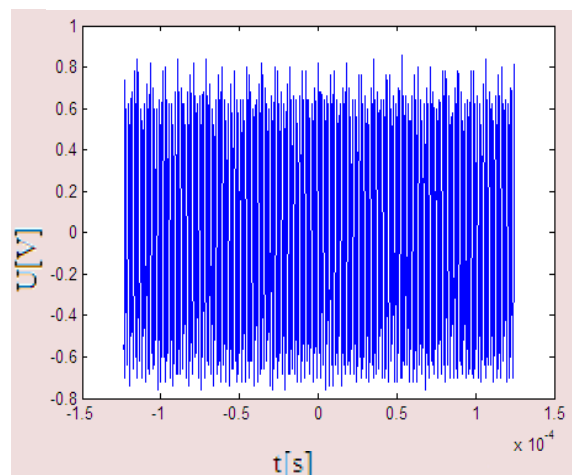
stupeň koagulace 10 stupeň výkonu	$P_{rm}[W]$	$U_{rmef}[V]$	$I[A]$	$U_{rpef}[V]$	$P_{rp}[W]$
1	0,0027	0,0521	0,0635	64,7765	4,1137
2	0,0035	0,0587	0,0716	73,0767	5,2355
3	0,0104	0,102	0,1244	126,8798	15,7828
4	0,0245	0,1564	0,1908	194,5853	37,121
5	0,0393	0,1982	0,2417	246,4921	59,567
6	0,0422	0,2055	0,2506	255,642	64,0714
7	0,0525	0,2291	0,2794	285,0239	79,6457
8	0,0448	0,2116	0,258	263,1889	67,9102
9	0,0504	0,2245	0,2738	279,2782	76,4669
10	0,0407	0,2016	0,2459	250,8019	61,6682

Tabulka 17- Naměřené hodnoty pro monopolární řezání pro stupeň koagulace 10

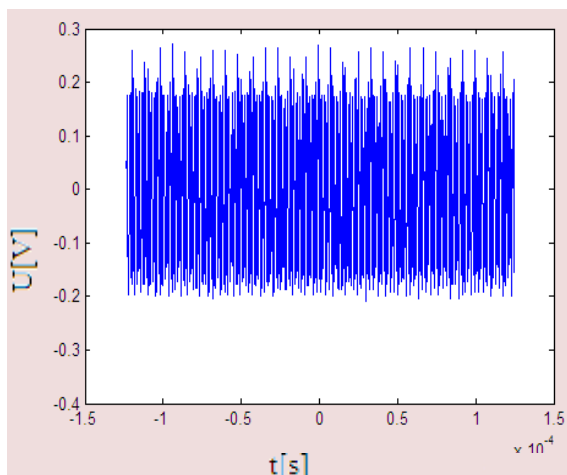
Podle výpočtů pro monopolární řezání z kapitoly 8 můžeme dosáhnout maximálního napětí 141,42V při maximálním výkonu 400W a odporu 500Ω. Maximálního proudu, kterého můžeme dosáhnout je 2,83A. Hodnoty byly naměřeny na odporu 1020Ω, z toho vyplývá, že by měla být hodnota proudu menší než maximální hodnota při maximálním dodávaném výkonu. Výkony, kterých pak dosáhneme, jsou menší než 400 W. V tabulkách 7 až 17 jsou uvedeny hodnoty pro monopolární řezání pro různé stupně koagulace. Se zvyšujícím se stupněm koagulace, nám klesá výstupní hodnota výkonu na pacientovi. Klesá nám i proud a napětí na odporu R_p . Hodnoty výkonu nepřesahují hodnotu 400W. Nejvyššího výkonu bychom měli dosáhnout při nulovém stupni koagulace a při stupni výkonu 10, tato hodnota vyšla 383,3123W, v měření však došlo k chybě, protože se zde nalézala hodnota vyšší a to 384,67W, rozdíl obou hodnot je však nepatrný. Naopak, nejnižšího výkonu bychom měli dosáhnout při 10 stupni koagulace a při stupni výkonu 1, tato hodnota vyšla 4,1137.



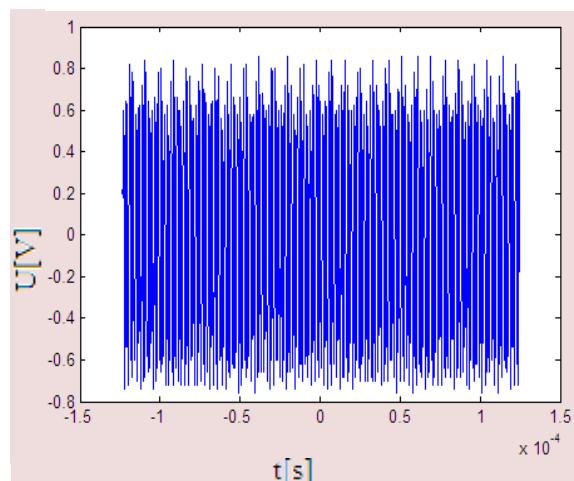
Obrázek 25- Křivka monopolární řezání pro stupeň koagulace 0 a stupeň výkonu 2



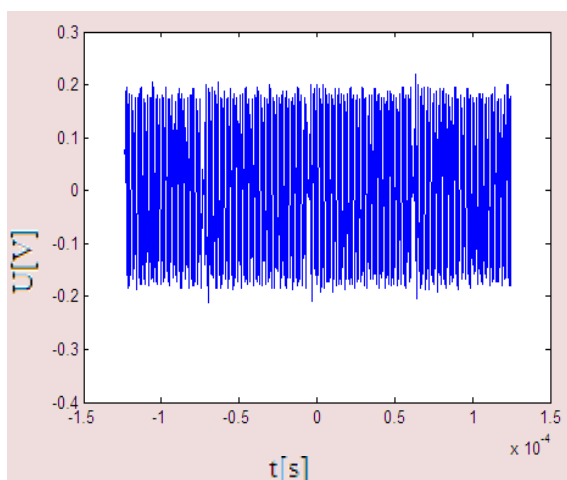
Obrázek 26 - Křivka monopolární řezání pro stupeň koagulace 0 a stupeň výkonu 10



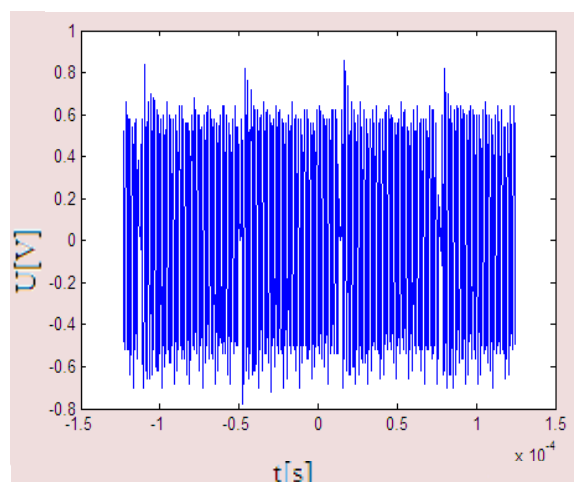
Obrázek 27 - Křivka monopolární řezání pro stupeň koagulace 1 a stupeň výkonu 1



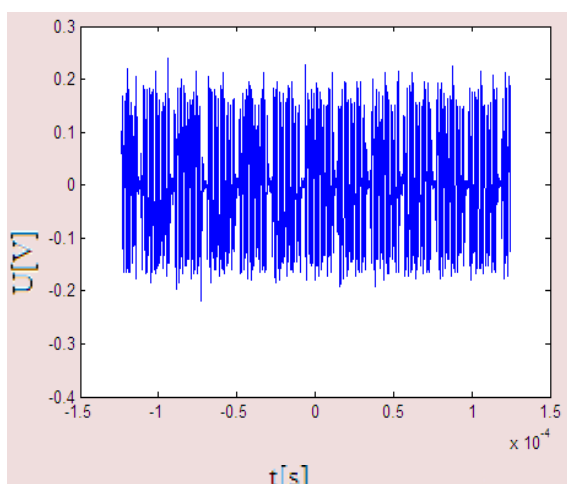
Obrázek 28 - Křivka monopolární řezání pro stupeň koagulace 1 a stupeň výkonu 10



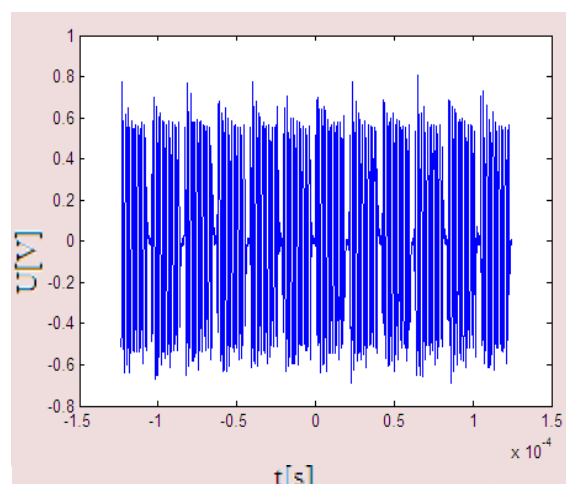
Obrázek 29- Křivka monopolární řezání pro stupeň koagulace 2 a stupeň výkonu 1



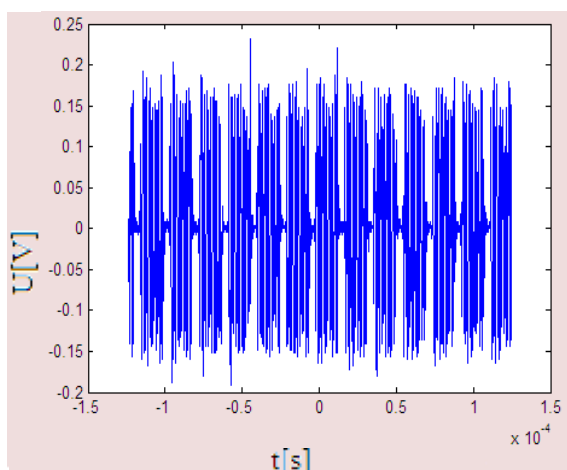
Obrázek 30 - Křivka monopolární řezání pro stupeň koagulace 2 a stupeň výkonu 10



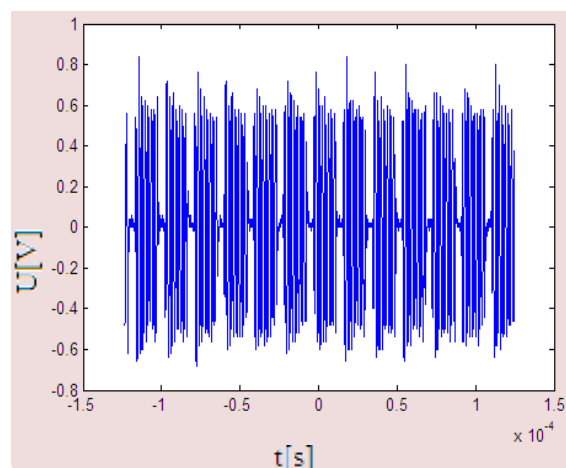
Obrázek 31 - Křivka monopolární řezání pro stupeň koagulace 3 a stupeň výkonu 1



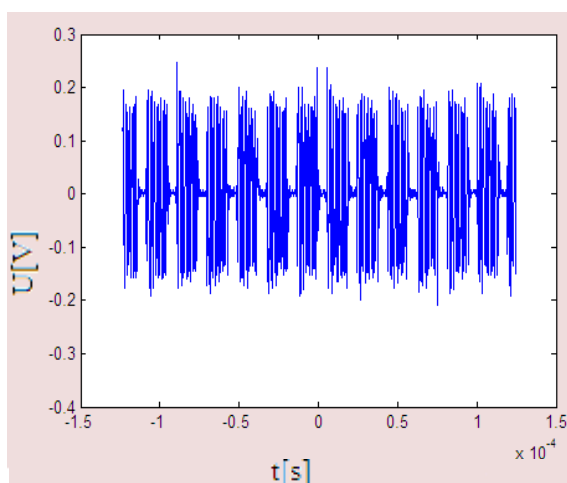
Obrázek 32 - Křivka monopolární řezání pro stupeň koagulace 3 a stupeň výkonu 10



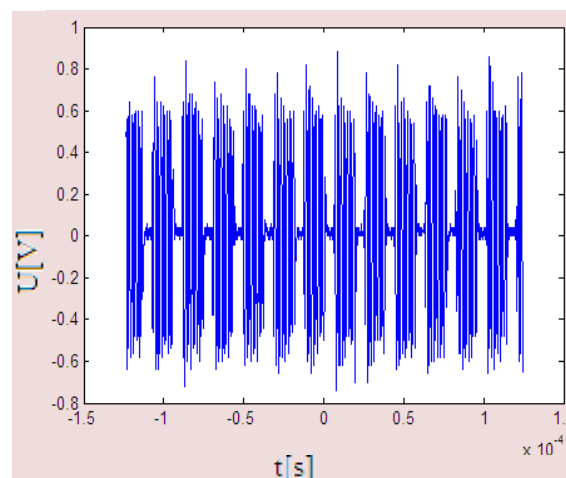
Obrázek 33 - Křivka monopolární řezání pro stupeň koagulace 4 a stupeň výkonu 1



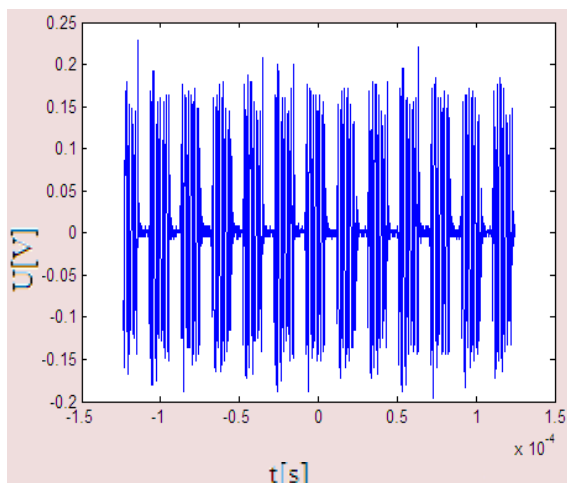
Obrázek 34 - Křivka monopolární řezání pro stupeň koagulace 4 a stupeň výkonu 10



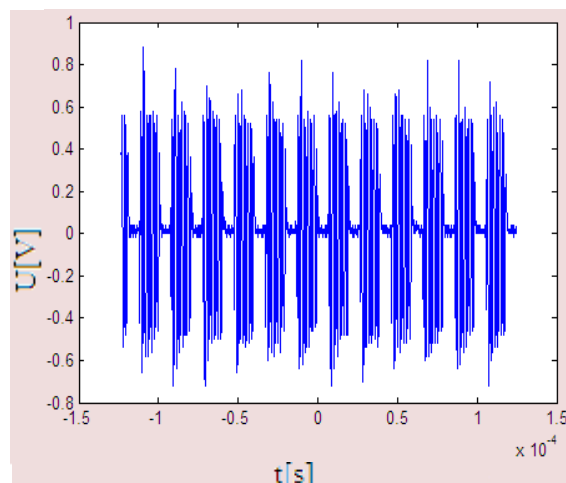
Obrázek 35 - Křivka monopolární řezání pro stupeň koagulace 5 a stupeň výkonu 1



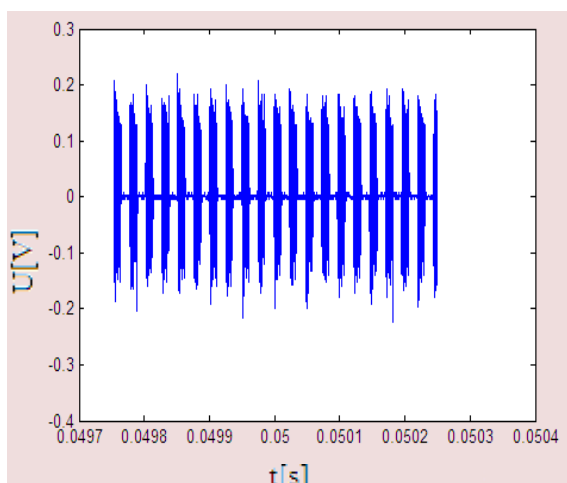
Obrázek 36 - Křivka monopolární řezání pro stupeň koagulace 5 a stupeň výkonu 10



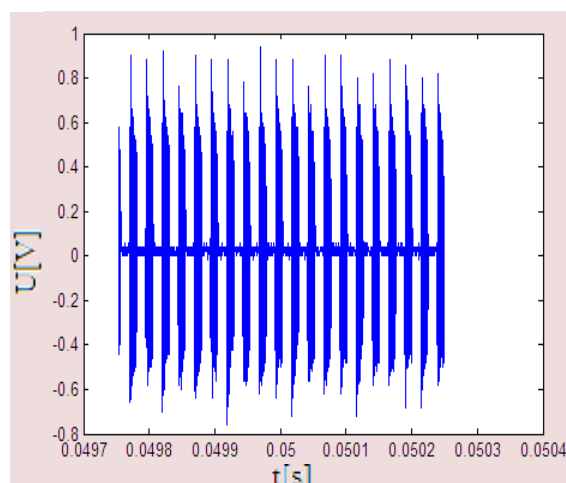
Obrázek 37 - Křivka monopolární řezání pro stupeň koagulace 6 a stupeň výkonu 1



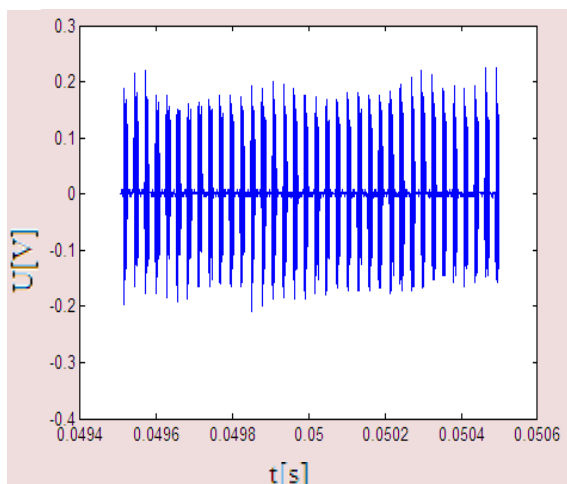
Obrázek 38 - Křivka monopolární řezání pro stupeň koagulace 6 a stupeň výkonu 10



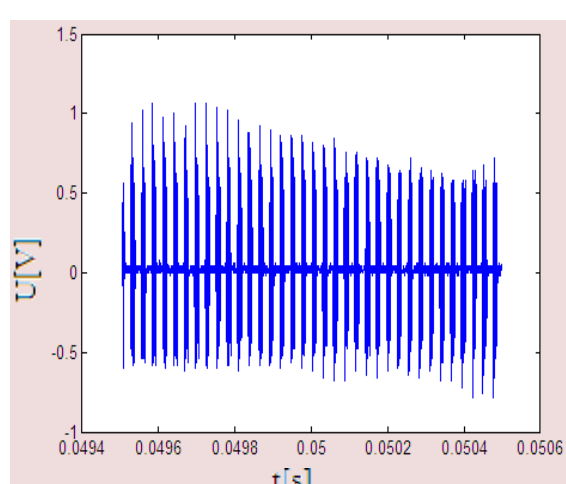
Obrázek 39 - Křivka monopolární řezání pro stupeň koagulace 7 a stupeň výkonu 1



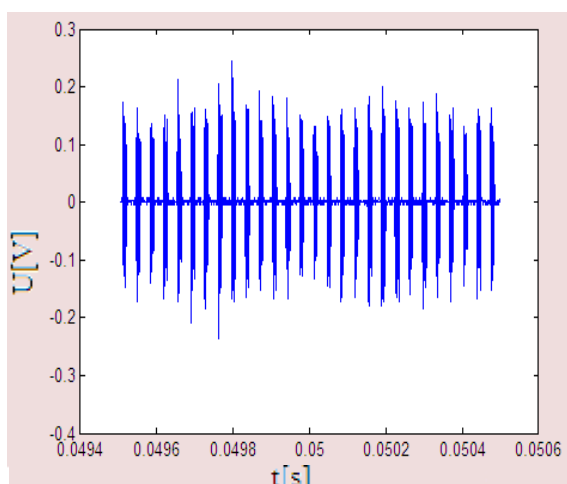
Obrázek 40 - Křivka monopolární řezání pro stupeň koagulace 7 a stupeň výkonu 10



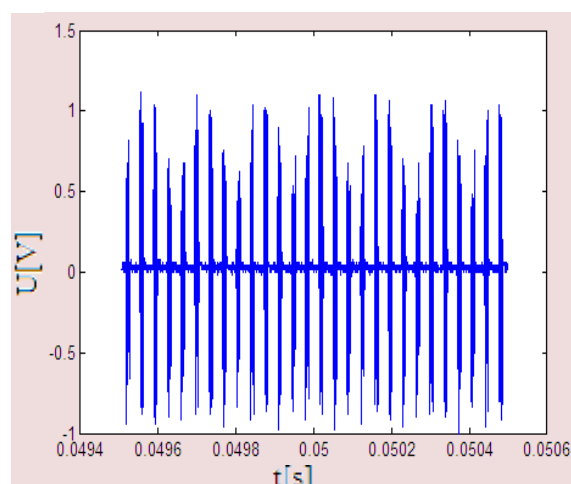
Obrázek 41 - Křivka monopolární řezání pro stupeň koagulace 8 a stupeň výkonu 1



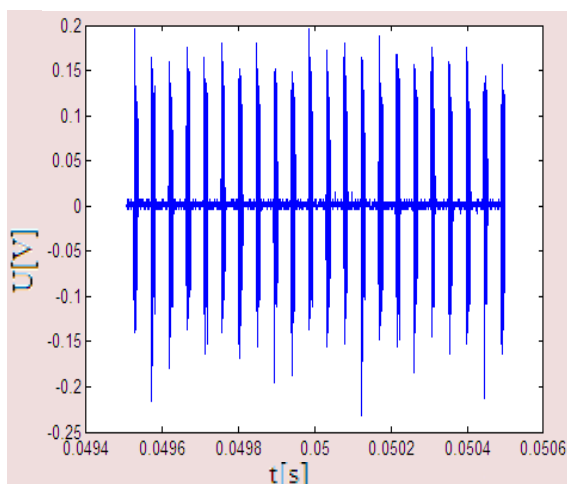
Obrázek 42- Křivka monopolární řezání pro stupeň koagulace 8 a stupeň výkonu 10



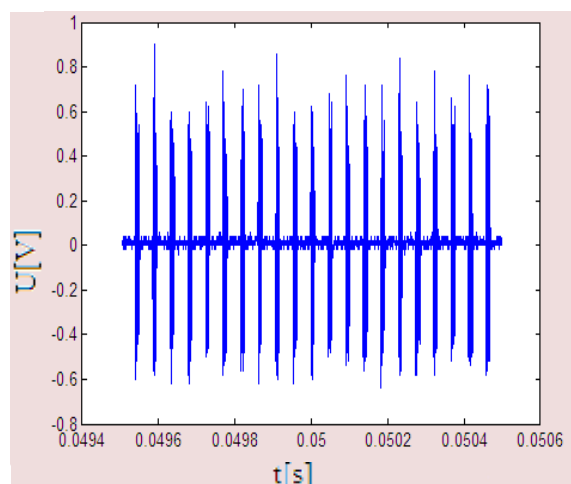
Obrázek 43 - Křivka monopolární řezání pro stupeň koagulace 9 a stupeň výkonu



Obrázek 44 - Křivka monopolární řezání pro stupeň koagulace 9 a stupeň výkonu 10

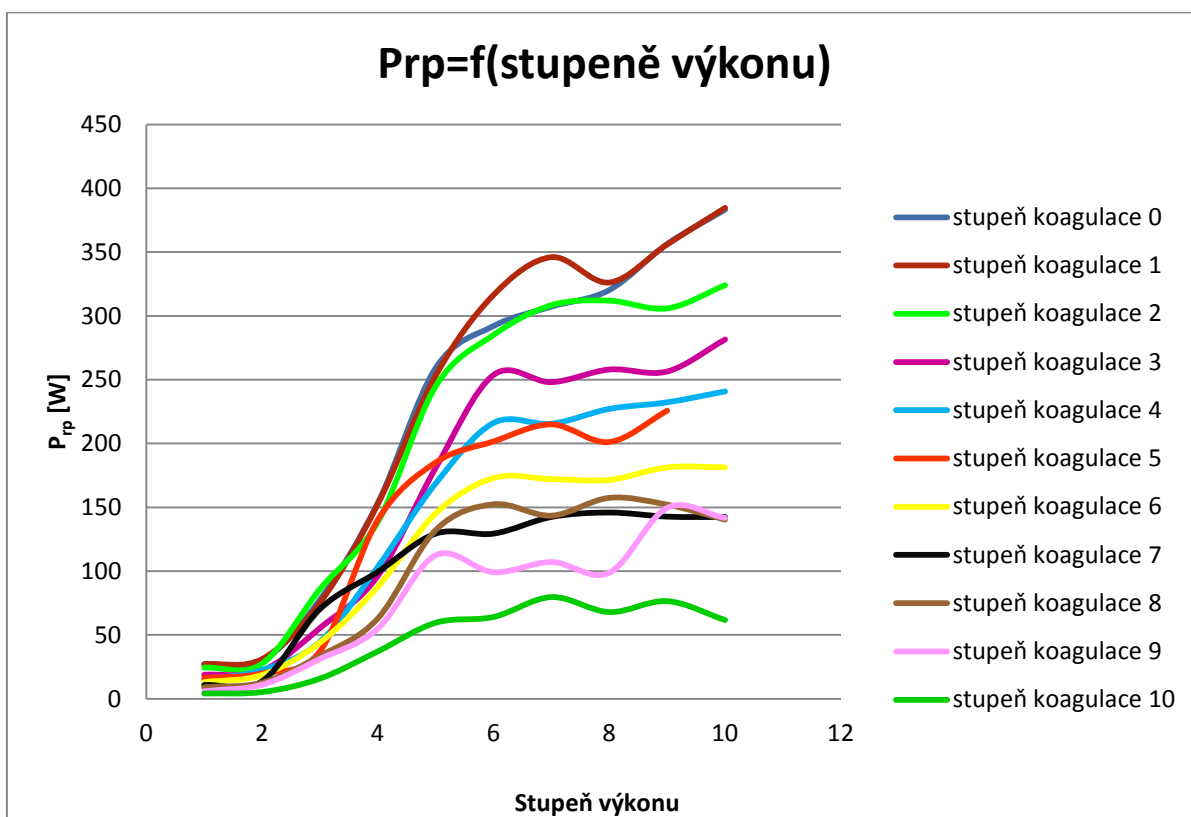


Obrázek 45 - Křivka monopolární řezání pro stupeň koagulace 10 a stupeň výkonu 1



Obrázek 46 - Křivka monopolární řezání pro stupeň koagulace 10 a stupeň výkonu 10

Na obrázcích 25 až 46 jsou zobrazeny průběhy monopolárního řezání. Jak si zde můžeme povšimnout, při zvyšování stupně výkonu se nám mění amplituda signálu. Čím větší stupeň, tím větší amplituda. Při zvyšování stupně koagulace se mění frekvence, zde platí čím větší stupeň, tím menší perioda signálu.



Obrázek 47- Porovnání výkonu P_{RP} pro různé stupně koagulace u monopolárního řezání

Na obrázku 47 jsou porovnány výstupní výkony při změně stupně koagulace, čím se stupeň koagulace zvyšuje, tím se hodnota výstupního výkonu zmenšuje.

Jak už jsem se zmínila, v měření dochází k chybám. Chyby jsou způsobeny nesprávným a nestejným stisknutím nožního spínače, ale také nelze nastavit knoflíky pro regulaci výkonu a koagulace do přesně stejné polohy, jelikož zde chybí zarážky. Záleží i na zvolení správné časové základny na osciloskopu. U příliš malé časové základny jsou data zobrazená na osciloskopu nepřehledná.

Podle hodnot, které jsem naměřila a porovnála s vypočítanými hodnotami z kapitoly 8, lze říci, že přístroj funguje v pořádku.

10. Vytvoření softwaru pomocí programu Matlab

Pro analýzu dat, která byla naměřena na osciloskopu a uložena ve formátu CSV, bylo potřeba vytvořit program, který bude s daty počítat a vykreslovat jejich hodnoty. Pro vytvoření tohoto programu jsem si zvolila prostředí v Matlabu, pro jeho názornost a předešlé kladné zkušenosti s tímto prostředím.

Vytvořila jsem jednoduché a přehledné uživatelské rozhraní, které by mělo být přívětivé pro většinu uživatelů, a to co nejintuitivněji.

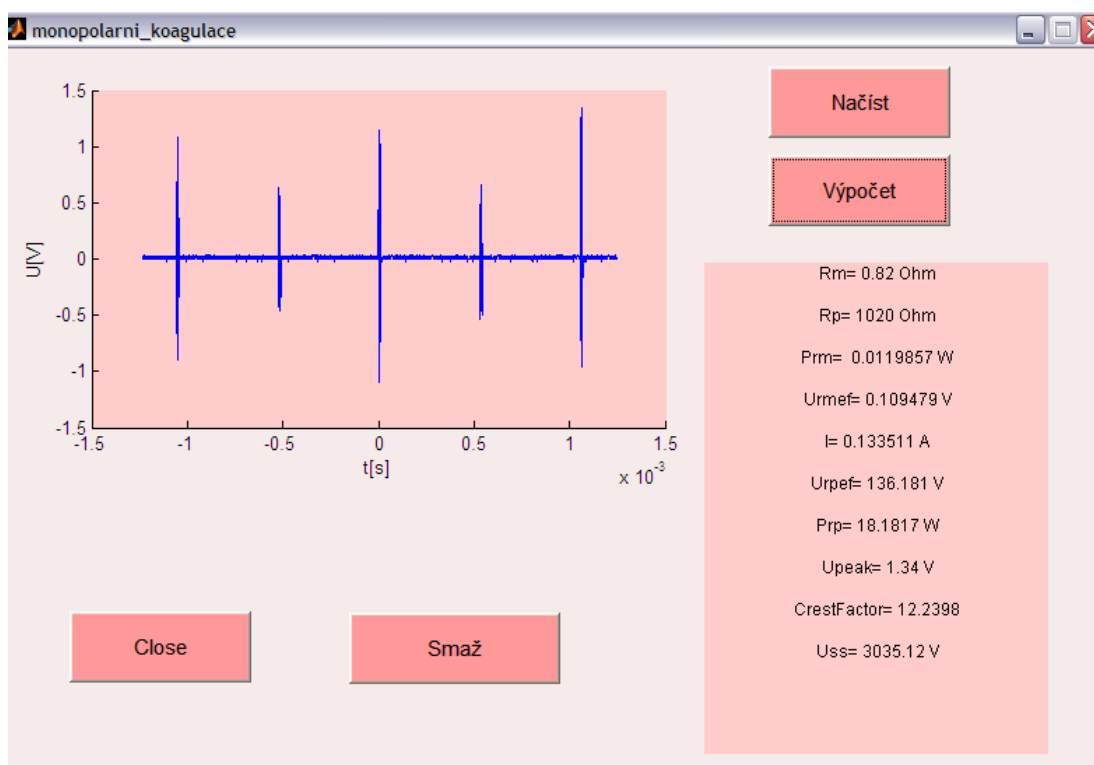
Po spuštění tohoto programu se nejdříve zobrazí hlavní okno(obrázek 12), které vyzve uživatele, kvolbě druhu úkonu, se kterým bude následně pracovat. Úkony jsou trojího druhu a to:

- a) monopolární koagulace,
- b) monopolární řezání,
- c) bipolární koagulace.



Obrázek 48 - Hlavní okno programu

Po zvolení požadovaného úkonu, se nám otevře nové okno(obrázek 13). V tomto okně máme tlačítka „načíst“ a „výpočet“. Po stisku tlačítka „načíst“, se nám načtou požadované data a vykreslí se nám jejich graf. Po stisku tlačítka „výpočet“, se nám vypočtou hodnoty podle zadaných vzorců a zobrazí se v okně výsledky. Další tlačítko, které zde můžeme vidět, je, tlačítko „smaž“, které nám smaže načtené hodnoty a my můžeme načíst hodnoty nové, stejným způsobem jako na začátku. Poslední tlačítko je „close“, které nám slouží pro zavření okna a vrátí nás zpět na okno hlavní. Zde se rozhodneme buď pro ukončení programu, nebo pro výběr jiné funkce.



Obrázek 49- Otevření dalšího okna po výběru úkonu

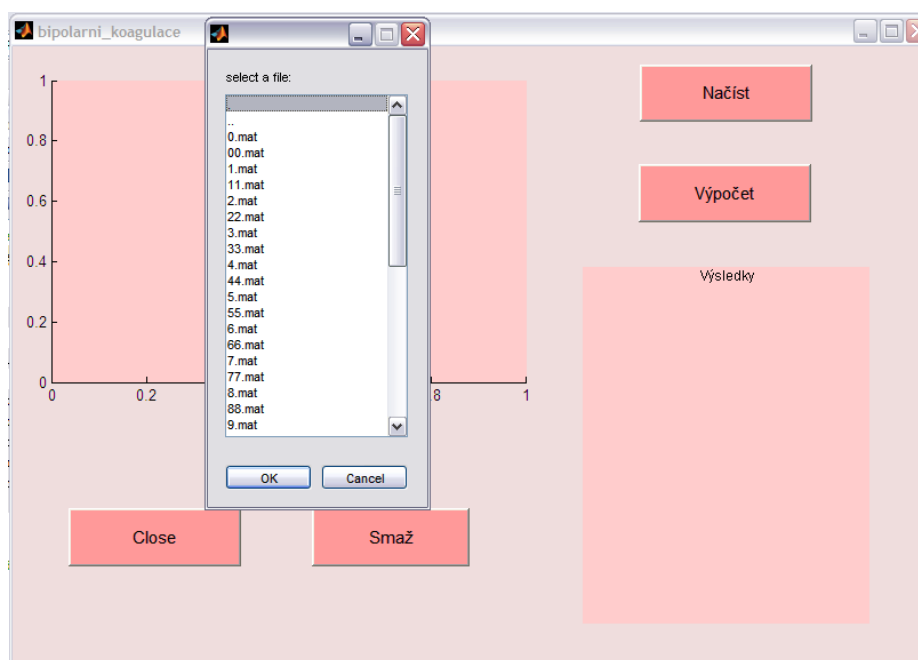
Signál na obrázku 49 je diskretní, jelikož vzorky signálu byly naměřeny v určitém čase.

Data jsou načtená pomocí funkce „cd“, která nám veškerá data zobrazí v novém okně, a my si můžeme vybrat naměřená data, se kterými chceme pracovat. Níže uvádím zdrojový kód z Matlabu pro funkci cd a obrázek 50, který nám zobrazuje okno pro výběr dat.

```
global data x t ;

cd nízev_adresáře %Cd je funkce pro výběr adresáře

data = dir; %Výběr z aktuálního adresáře
str = {data.name};
[s,v] = listdlg('promptstring','select a file:',...
'selectionmode','single',...
'liststring',str) %List dlg je funkce, která načítá data z aktuálního seznamu
b=data(s); % Proměnné, která obsahuje další informace, tedy dvojitá
struktura
load(b.name) %Načtení dat z proměnné b
cd ..
```



Obrázek 50- Otevření okna pomocí funkce cd

Tlačítko „výpočet“ v sobě skrývá tyto vzorce:

```
Rm=0.82; %Měřicí odpor
Rp=1020; %Odpor pacienta
n=length(x); %Počet naměřených vzorků
Prm=1/n* sum(x.*x) %Výpočet výkonu na měřicím odporu pro diskretní signál
Urmeff=sqrt(Prm) %Výpočet efektivního napětí pro měřicí odpor
I=Urmeff/Rm%Výpočet proudu, který protéká obvodem
Urpeff= Rp*I %Výpočet efektivního napětí pro odpor pacienta
Prp= ((Urpeff)^2)/Rp%Výpočet výkonu na odporu pacienta
```

```
vysledky=fopen('vysledky.txt','wt');
fprintf(vysledky, '\n\nRm=');
fprintf(vysledky, ' %g', Rm);
fprintf(vysledky, ' Ohm', Rm);
fprintf(vysledky, '\n\nRp=');
fprintf(vysledky, ' %g', Rp);
fprintf(vysledky, ' Ohm', Rp);
fprintf(vysledky, '\n\nPrm= ');
fprintf(vysledky, ' %g', Prm);
fprintf(vysledky, ' W', Prm);
fprintf(vysledky, '\n\nUrmeff=');
fprintf(vysledky, ' %g', Urmeff);
fprintf(vysledky, ' V', Urmeff);
fprintf(vysledky, '\n\nI=');
fprintf(vysledky, ' %g', I);
fprintf(vysledky, ' A', I);
fprintf(vysledky, '\n\nUrpeff=');
fprintf(vysledky, ' %g', Urpeff);
fprintf(vysledky, ' V', Urpeff);
```

```
fprintf(vysledky, '\n\nPrp=');
fprintf(vysledky, ' %g', Prp);
fprintf(vysledky, ' W', Prp);
fclose(vysledky);
set(handles.text_vysledky, 'String', textread('vysledky.txt', '%s', 'whitespace', ''))
```

Proměnná x nám určuje náš signál, jedná se o velikost napětí, který je na osciloskopu zobrazen na ose y.

11. Testování koagulátoru v praxi

Informace o měření vlastností na koagulátoru mi byly poskytnuty od technika z firmy Chironax.

Měření se většinou provádělo na termokříži, nebo se měřil vysokofrekvenční proud tepelnými ampérmetry do stanoveného bezindukčního odporu. Termokříže i tepelné ampérmetry měly tu nevýhodu, že byly hrozně náchylné k mechanickému poškození. Proto se měření mohlo provádět pouze dílensky. Nyní se (s rozvojem technologií) vyrábějí testery vysokofrekvenčních chirurgických přístrojů. Ty umožňují (i přes svou poměrně velkou hmotnost) provádět měření přímo v terénu. U novějších koagulačních přístrojů se srovnává nastavená hodnota výkonu na displeji se skutečným výkonem.

11.1. FLUKE typ QA-ES II

QA-ES II Elektrochirurgický Analyzátor je přesný nástroj pro použití při testování na vysokofrekvenčních elektrochirurgických jednotkách (ESU) v souladu s národními a mezinárodními standarty. Je pro použití zaškolenými servisními techniky. Testování zahrnuje:

- Automatické měření distribuce energie
- Měření Crestfaktoru
- Měření RF úniku
- Test monitoru zpětné elektrody (REM)

Analyzátor provádí testování měření ESU výstupu proti zkušebnímu zatížení, nastaveném a upraveném v Analyzátoru.

Analyzátor může automaticky provádět testování distribuce energie s odporovým zatížením z rozsahu 10 až 5200 Ohmů. Analyzátor automaticky měří Crest faktor s šířkou pásma 2,5MHz (se zatížením) čímž se zajistí, že výsledek testu je spolehlivý a reprodukovatelný. Výsledky testů ukazující se na LCD panelu Analyzátoru mohou být vytištěny přímo nebo přeneseny do PC přes Ansur QA-ES Plug-in test software. Ansur QA-ES Plug-in software vám dovoluje navrhnout testovací protokoly, vzdáleně ovládat Analyzátor a ukládat výsledky testů.^[9]



Obrázek 51- QA-ES II Elektrochirurgický Analyzátor^[10]

11.1.1. ESU Testy s Analyzérem

Tato část popisuje testování, které může Analyzátor provádět na ESU, a funkce, které jsou k dispozici s volitelným Ansur QA- ES Plug-in softwarem. Je k dispozici 5 testovacích módů:

- Nepřetržitý provoz
- Jednotlivé operace
- Distribuce výkonu
- RF úniky
- Test REM

11.1.2. Testování výstupního výkonu

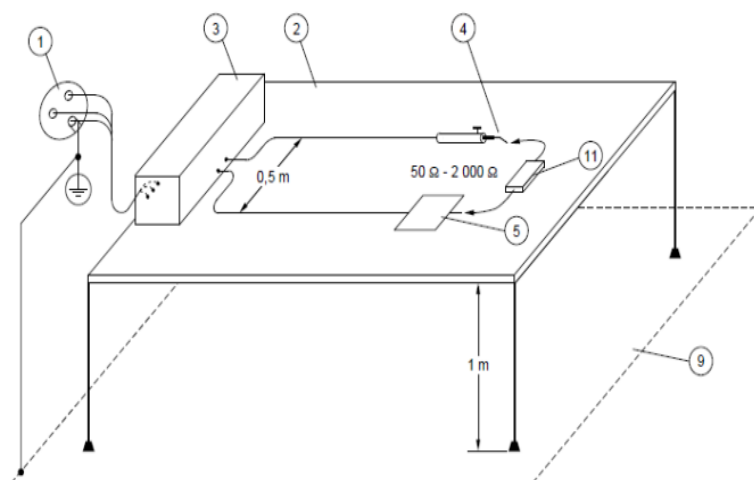
Je možné provádět zkoušky výstupního výkonu Analyzátor v módech Nepřetržitý provoz, Jednotlivé operace nebo Distribuce výkonu. Tyto testy kontrolují charakteristiky výkonu ESU a poskytují hodnoty výstupního proudu (A), výkonu (W), napětí špička- špička (V) a Crest faktor.

Poznámka: Nesnižovat výkon o více než je specifikováno v IEC 601-2-2, 3. vydání 1998-09. Výstupní výkon musí být v rozmezí specifikovaném ANSI/AAMI HF18-2001.

V tabulce 18 je vidět nastavení pro zatížení odporu.

Zařízení	Rozsah zatěžovacích odporů	
	IEC	ANSI/AAMI
Monopolární	100 až 2000 Ω	50 až 2000 Ω
Bipolární	10 až 1000 Ω	100 až 1000 Ω

Tabulka 18 - Odolnost proti zatížení



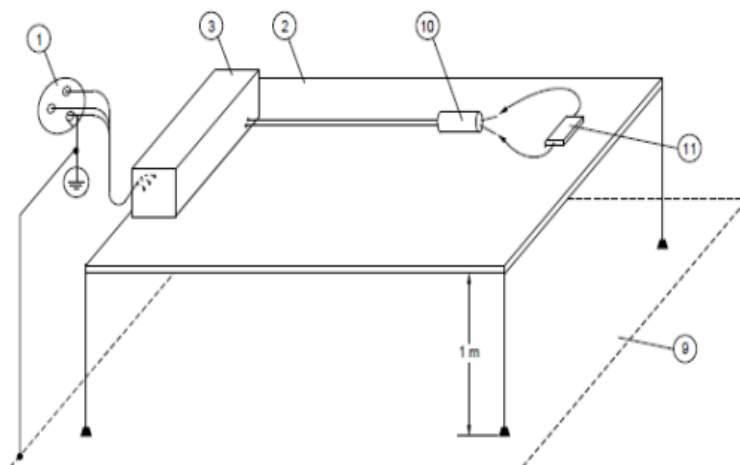
Legenda

1. Síťový rozvod
2. Stůl z izolačního materiálu
3. VF chirurgický přístroj
4. Aktivní elektroda
5. Neutrální elektroda (kovová nebo ve styku s kovovou folií stejné velikosti)
9. Uzemněná vodivá plocha
11. Požadovaný zatěžovací odpor pro měření zařízení VF výkonu

Obrázek 52 - Měření výstupního výkonu - monopórní výstup

Monopórní výstupy

Výstupní výkon jako funkce nastavení výstupního ovládacího prvku je měřen při minimálně pěti konkrétních hodnotách zatěžovacího odporu včetně 100Ω , 200Ω , 500Ω , 1000Ω , 2000Ω a při stanoveném zatížení. Pro připojení zatěžovacích odporů musí být použity izolované vodiče délky 3 m nebo použito aktivních příslušenství a neutrálních elektrod.



Legenda

1. Napájecí síť
2. Stůl z izolačního materiálu
3. VF chirurgický přístroj
9. Uzemněná vodivá plocha
10. Aktivní bipolární elektroda
11. Požadovaný zatěžovací odpor pro měření zařízení VF výkonu

Obrázek 53 - Měření výstupního výkonu - bipolární výstup

Bipolární výstupy

Výstupní výkon jako funkce nastavení výstupního ovládacího prvku je měřen při minimálně pěti konkrétních hodnotách zatěžovacího odporu včetně 100Ω , 200Ω , 500Ω , 1000Ω , 2000Ω a při stanoveném zatížení. Pro připojení zatěžovacích odporů musí být použita dvou vodičová izolovaná šňůra pro stanovené napětí 600 V nebo vyšší o délce 3 m nebo použita bipolární šňůra dodávaná s VF chirurgickým přístrojem.^[11]

11.1.3. Testování nepřetržitého provozu

V režimu nepřetržitého provozu začne Analyzář provádět měření po stisknutí tlačítka START. Konec tohoto testu provede tlačítko STOP. Analyzář v průběhu této zkoušky funguje jako měřič, který ukazuje rostoucí a klesající hodnoty získávané z ESU.

- Testování nepřetržitého provozu, tento test nelze u mé laboratorní úlohy realizovat, aby bylo možné tento test provádět, bylo by zapotřebí vytvoření Real Time, který bude naměřené data z A/D převodníku hned zpracovávat a to až do doby, pokud to sami neukončíme.

11.1.4. Testování jednotlivých operací

Analyzář v tomto režimu provádí jediné měření výstupu ESU po nastavení času zpoždění. Jakmile je měření dokončeno, testování automaticky skončí.

- Testování jednotlivých operací, toto měření bylo prováděno v mé laboratorní úloze, ale s tím rozdílem, že data byla uložena na paměťovou kartu a následně zpracována.

11.1.5. Testování distribuce výkonu

Tento test dovoluje zkontrolovat výstupní výkon ESU při různém odporovém zatížení. Při použití nožního ovladače Analyzářu během testování distribuce výkonu, výstup ESU automaticky zapne a vypne. ESU aktivuje, analyzář načte při prvním vybraném zatížení, a pak ESU vypne, jakmile Analyzář změní zatížení na druhou sekci. Dále ESU znova zapne a Analyzář načte. Tento cyklus probíhá po celý vybraný rozsah testování zatížení.

- Testování distribuce výkonu, tento test se nedá realizovat v mé laboratorní úloze, protože pro měření výstupního výkonu byl použit pouze jeden odpor R_p , ale pokud by bylo použito více odporů R_p , v rozmezí pro odpor tkáně, bylo by možné toto měření uskutečnit.

11.1.6. Testování úniku VF proudu

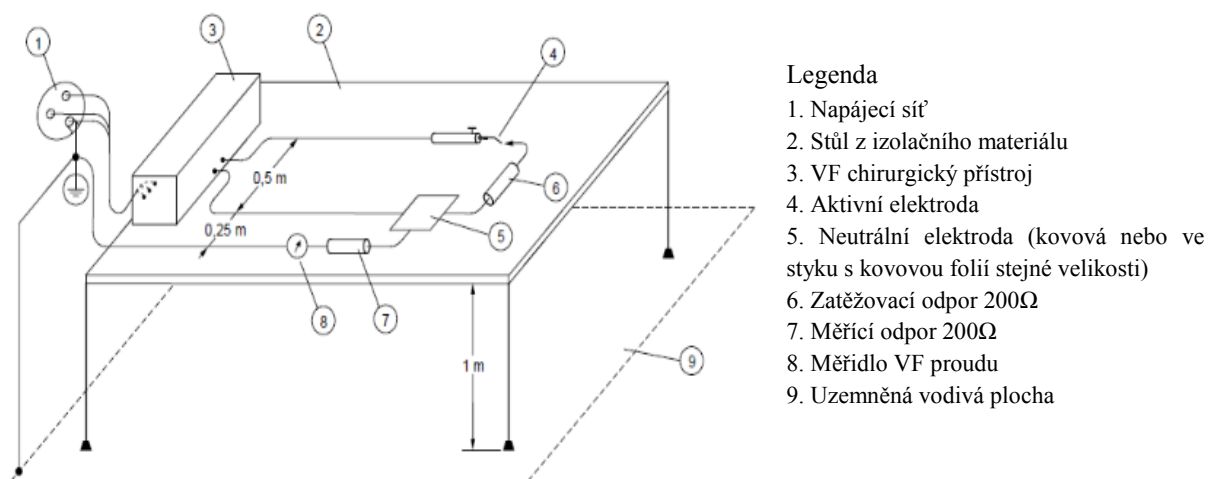
Tento test kontroluje, zda je aktivní a disperzní odvod proudu v přijatelných mezích. Přístroj nabízí čtyři nastavení k provedení tohoto testování. ESU musí pracovat při maximálním nastavení výstupu v každém provozním režimu podle IEC 601-2-2 a ANSI/AAMI HF18-2001 specifikace. Mezní hodnoty pro přípustné svodové proudy závisí na zkušební konfiguraci, jak je uvedeno v tab. 14.

Test Konfigurace	Meze přípustného únikového proudu.
Měřeno na elektrodách	Svodový proud by neměl překročit 150 mA.
Bipolární	Svodový proud by neměl překročit 1% z maximálního bipolárního jmenovitého výkonu.
Měřeno na koncových zařízeních	Svodový proud by neměl překročit 100 mA.

Tabulka 19- Odolnost proti úniku

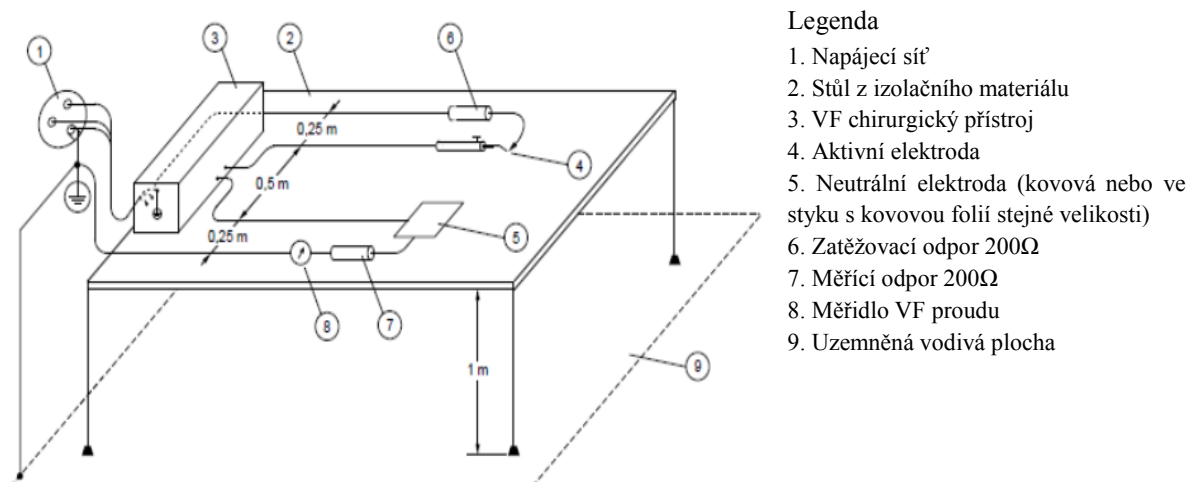
- Testování úniku VF proudu. Jedná se víceméně o bezpečnostní parametr. Jde o unikající vf. Velice zjednodušeně, proud, který do pacienta přivedeme, musíme taky odvést. V tomto případě je tato hodnota nulová. Jde ovšem o ideální případ, proto se měří tzv. unikající proudy. Je to analogické s měřením elektrické bezpečnosti.

Zkouška 1- Výstup se zatíží odporem 200Ω a VF chirurgický přístroj se ponechá v provozu s nastavením výstupu na maximum v každém provozním režimu. Změří se VF unikající proud tekoucí z neutrální elektrody přes bezindukční odpor 200Ω .



Obrázek 54 - Měření VF unikajícího proudu neutrální elektrodou považovanou za uzemněnou se zátěží mezi elektrodami

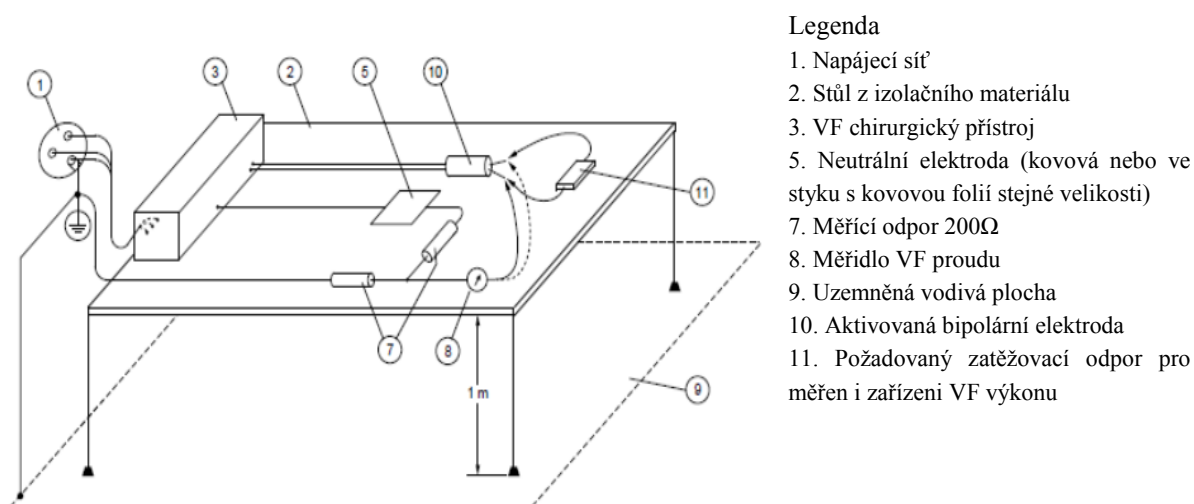
Zkouška 2- VF chirurgický přístroj je nastaven jako při zkoušce 1, ale zatěžovací odpor 200Ω je připojen mezi aktivní elektrodou a ochrannou uzemňovací svorkou VF chirurgického přístroje podle obrázku 55. Změří se VF unikající proud přitékající z neutrální elektrody.



Obrázek 55 - Měření VF unikajícího proudu neutrální elektrodou považovanou za uzemněnou se zátěží mezi aktivní elektrodou a zemí

VF unikající proud tekoucí z obou pólů bipolárního výstupu do země a do neutrální elektrody přes bezindukční odpor 200Ω v každé větvi nesmí přesáhnout hodnotu, kterou vytváří na bezindukčním odporu 200Ω rovnající se 1 % maximálního bipolárního stanoveného výstupního výkonu s maximálním nastavením všech ovládacích prvků výstupu.

VF chirurgický přístroj se zápoji podle obrázku 56. Zkouška se provádí využitím jednoho pólu bipolárního výstupu a použitím bipolární a (případá-li v úvahu) neutrální elektrody dodaných nebo doporučených výrobcem. Zkouška se provádí nejdříve s nezatíženým výstupem a potom opakovaně se zatíženým výstupem při stanoveném zatížení. Druhá mocnina hodnoty proudu násobená hodnotou odporu 200Ω nesmí překročit výše uvedený požadavek. Zkouška se potom opakuje pro druhý pól bipolárního výstupu.^[11]



Obrázek 56 - Měření VF unikajícího proudu z bipolární elektrody

4.1. Dopočítané hodnoty podle testování výstupního výkonu

Bipolární koagulace $t=500\text{ns}$

stupeň výkonu	I [A]	P_{rp} [W]	U_{ss} [V]	Crest Faktor
1	0,051	2,6488	408	4,0204
2	0,0585	3,4943	467,7073	4,1671
3	0,056	3,2023	487,6098	4,7882
4	0,0781	6,2143	607,0244	4,1872
5	0,0551	3,0933	427,9024	3,8975
6	0,0528	2,8455	388,0976	3,79
7	0,0484	2,3909	432,878	4,937
8	0,0587	3,5193	492,5854	4,2353
9	0,0555	3,1396	487,6098	4,8358
10	0,0771	6,0627	616,9756	4,2392

Tabulka 20 - Dopočtené hodnoty pro bipolární koagulaci $t=500\text{ns}$ první měření

Bipolární koagulace $t=500\text{ns}$

stupeň výkonu	I [A]	P_{rp} [W]	U_{ss} [V]	Crest Faktor
1	0,0331	1,1158	258,7317	4,2771
2	0,0771	6,0569	681,6585	4,9376
3	0,0569	3,3053	507,5122	4,7988
4	0,0536	2,934	517,4634	5,4572
5	0,0753	5,7831	696,5854	5,0531
6	0,0566	3,2717	477,6585	4,6511
7	0,0738	5,5493	636,878	4,7617
8	0,0835	7,1048	746,3415	5,1434
9	0,07	4,9972	587,122	4,7391
10	0,0878	7,8639	766,2439	5

Tabulka 21 - Dopočtené hodnoty pro bipolární koagulaci $t=500\text{ns}$ druhé měření

Monopolární koagulace $t=250\mu\text{s}$

stupeň výkonu	I [A]	P_{rp} [W]	U_{ss} [V]	Crest Faktor
1	0,1335	18,1817	3035,10	12,2398
2	0,1372	19,2128	2562,40	9,4188
3	0,1621	26,8049	2562,4	8,4255
4	0,1953	38,9098	2537,60	6,8683
5	0,213	46,2937	2040,00	5,1519
6	0,2488	63,1356	2114,60	4,7057
7	0,2827	81,5301	2089,80	3,8821
8	0,3416	119,0086	1990,20	3,1418
9	0,3979	161,4601	2015,10	2,6973
10	0,4201	180,0053	1940,50	2,4966

Tabulka 22 - Dopočtené hodnoty pro monopolární koagulaci $t=250\mu\text{s}$

Monopolární koagulace tenká elektroda $t=250\mu s$

stupeň výkonu	I [A]	P _{rp} [W]	U _{ss} [V]	Crest Faktor
1	0,0982	9,8355	1890,70	11,1771
2	0,1167	13,8822	2114,60	9,408
3	0,1269	16,431	1741,50	7,4946
4	0,1492	22,7123	1393,20	5,2304
5	0,1764	31,7549	1791,20	5,8058
6	0,2114	45,5875	1741,50	4,6148
7	0,2374	57,4796	1617,10	3,6988
8	0,3107	98,4789	1865,90	3,3753
9	0,3474	123,0846	1691,70	2,6681
10	0,372	141,1517	1567,30	2,2292

Tabulka 23 Dopočtené hodnoty pro monopolární koagulaci $t=250\mu s$

Monopolární řezání $t=25\mu s$

stupeň koagulace 0 stupeň výkonu	I [A]	P _{rp} [W]	U _{ss} [V]	Crest Faktor
1	0,163	27,154	612	2,0629
2	0,170	29,624	542,34	1,603
3	0,276	77,606	816,00	1,521
4	0,388	153,424	1134,40	1,459
5	0,504	259,163	1512,60	1,548
6	0,535	292,080	1642,00	1,550
7	0,549	307,233	1642,00	1,467
8	0,560	320,262	1666,80	1,524
9	0,591	356,279	1741,50	1,486
10	0,613	383,312	2015,10	1,711

Tabulka 24 - Dopočtené hodnoty pro monopolární řezání pro stupeň koagulace 0

Monopolární řezání $t=25\mu s$

stupeň koagulace 1 stupeň výkonu	I [A]	P _{rp} [W]	U _{ss} [V]	Crest Faktor
1	0,1627	27,0065	597,0732	2,0385
2	0,1746	31,0906	562,2439	1,6485
3	0,2716	75,2204	801,0732	1,4909
4	0,3868	152,5759	1154,3	1,4631
5	0,4982	253,1909	1472,8	1,5274
6	0,557	316,4646	1582,2	1,4538
7	0,5824	346,0066	1701,7	1,5076
8	0,5654	326,1283	1716,6	1,5097
9	0,5908	356,0575	1766,3	1,5274
10	0,6141	384,6783	2015,1	1,7078

Tabulka 25 - Dopočtené hodnoty pro monopolární řezání pro stupeň koagulace 1

Monopolární řezání $t=25\mu s$

stupeň koagulace 2 stupeň výkonu	I [A]	P_{rp} [W]	U_{ss} [V]	Crest Faktor
1	0,1545	24,3544	537,3659	1,7363
2	0,1641	27,453	616,9756	1,9624
3	0,2901	85,8648	1059,8	1,9671
4	0,3686	138,568	1214	1,6411
5	0,49	244,8896	1642	1,6924
6	0,5287	285,0919	1890,7	1,8454
7	0,5499	308,4092	1940,5	1,863
8	0,553	311,9114	1915,6	1,8084
9	0,5476	305,8729	1940,5	1,8707
10	0,5636	324,0248	2040	1,8608

Tabulka 26 - Dopočtené hodnoty pro monopolární řezání pro stupeň koagulace 2
Monopolární řezání $t=25\mu s$

stupeň koagulace 3 stupeň výkonu	I [A]	P_{rp} [W]	U_{ss} [V]	Crest Faktor
1	0,1356	18,7527	572,1951	2,1586
2	0,1465	21,8968	646,8293	2,2972
3	0,2331	55,3987	825,9512	1,7582
4	0,3072	96,278	1064,8	1,81
5	0,4212	180,9672	1552,4	1,9456
6	0,4988	253,7368	1771,3	1,8974
7	0,4932	248,0662	1791,2	1,89
8	0,5029	257,9851	1801,2	1,9205
9	0,5014	256,4431	1791,2	1,8874
10	0,5254	281,5224	1860,9	1,8756

Tabulka 27 - Dopočtené hodnoty pro monopolární řezání pro stupeň koagulace 3
Monopolární řezání $t=25\mu s$

stupeň koagulace 4 stupeň výkonu	I [A]	P_{rp} [W]	U_{ss} [V]	Crest Faktor
1	0,1209	14,8984	527,4146	2,341
2	0,1485	22,4923	681,6585	2,4309
3	0,2092	44,6275	830,9268	2,1688
4	0,3183	103,3649	1194,1	1,9461
5	0,4068	168,7623	1552,4	2,0387
6	0,4604	216,1616	1751,4	2,0345
7	0,4596	215,4827	1965,4	2,3349
8	0,4719	227,1117	1841	2,1192
9	0,4772	232,2862	1816,1	2,0955
10	0,4859	240,8005	1890,7	2,1083

Tabulka 28 - Dopočtené hodnoty pro monopolární řezání pro stupeň koagulace 4

Monopolární řezání $t=25\mu s$

stupeň koagulace 5 stupeň výkonu	I [A]	P_{rp} [W]	U_{ss} [V]	Crest Faktor
1	0,1263	16,2808	567,2195	2,3939
2	0,1395	19,8486	607,0244	2,273
3	0,1907	37,1083	776,1951	2,046
4	0,3706	140,1218	1502,6	2,1321
5	0,4261	185,1745	1751,4	2,1753
6	0,4446	201,6423	1865,9	2,2491
7	0,4591	214,9654	1940,5	2,2845
8	0,4441	201,163	1865,9	2,2518
9	0,4704	225,6927	1940,5	2,1777
10	0,4759	230,9808	2015,1	2,2552

Tabulka 29 - Dopočtené hodnoty pro monopolární řezání pro stupeň koagulace 5

Monopolární řezání $t=25\mu s$

stupeň koagulace 6 stupeň výkonu	I [A]	P_{rp} [W]	U_{ss} [V]	Crest Faktor
1	0,113	13,0264	527,4146	2,4604
2	0,1352	18,6313	602,0488	2,3821
3	0,2077	43,9921	825,9512	1,9965
4	0,2934	87,7837	1194,1	2,0286
5	0,3774	145,2545	1572,3	2,0941
6	0,4118	172,978	1766,3	2,1914
7	0,4107	172,0893	1890,7	2,3752
8	0,41	171,4977	1865,9	2,3793
9	0,4216	181,2689	2015,1	2,4878
10	0,4217	181,3522	1990,2	2,5451

Tabulka 30 - Dopočtené hodnoty pro monopolární řezání pro stupeň koagulace 6

Monopolární řezání $t=50\mu s$

stupeň koagulace 7 stupeň výkonu	I [A]	P_{rp} [W]	U_{ss} [V]	Crest Faktor
1	0,1025	10,7225	552,2927	2,6643
2	0,1158	13,6825	616,9756	2,6534
3	0,1825	33,9765	935,4146	2,5658
4	0,2625	70,2901	2,6758	1363,3
5	0,3122	99,4217	1731,5	2,9999
6	0,3562	129,3894	2,9447	1915,6
7	0,3737	142,4679	2089,8	3,0673
8	0,3782	145,8966	2139,5	3,16
9	0,374	142,7014	2040	2,9996
10	0,3736	142,3668	2114,6	3,0684

Tabulka 31 - Dopočtené hodnoty pro monopolární řezání pro stupeň koagulace 7

Monopolární řezání $t=100\mu s$

stupeň koagulace 8 stupeň výkonu	I [A]	P_{rp} [W]	U_{ss} [V]	Crest Faktor
1	0,0939	8,9968	537,3659	2,9086
2	0,1114	12,6475	607,0244	2,8037
3	0,1812	33,4944	965,2683	2,6381
4	0,2484	62,9137	1403,1	2,8677
5	0,36	132,1892	2209,2	3,1979
6	0,3865	152,3875	2239	3,3444
7	0,375	143,4572	2164,4	2,8616
8	0,3929	157,4256	2338,5	3,3525
9	0,3861	152,0738	2388,3	3,4742
10	0,3709	140,3505	2288,8	3,4849

Tabulka 32 - Dopočtené hodnoty pro monopolární řezání pro stupeň koagulace 8

Monopolární řezání $t=100\mu s$

stupeň koagulace 9 stupeň výkonu	I [A]	P_{rp} [W]	U_{ss} [V]	Crest Faktor
1	0,0759	5,879	597,0732	3,9194
2	0,1037	10,9631	746,3415	3,7171
3	0,1747	31,1423	1134,4	3,2384
4	0,2321	54,9288	1472,8	3,1951
5	0,3321	112,4713	2263,9	3,5256
6	0,3117	99,1279	2189,3	4,2249
7	0,324	107,1084	2288,8	4,1397
8	0,3111	98,7342	2114,6	3,7629
9	0,3829	149,5837	2811,2	3,9488
10	0,3727	141,7028	2637,1	3,6645

Tabulka 33 - Dopočtené hodnoty pro monopolární řezání pro stupeň koagulace 9

Monopolární řezání $t=100\mu s$

stupeň koagulace 10 stupeň výkonu	I [A]	P_{rp} [W]	U_{ss} [V]	Crest Faktor
1	0,0635	4,1137	532,3902	4,4551
2	0,0716	5,2355	562,2439	3,881
3	0,1244	15,7828	930,439	3,8039
4	0,1908	37,121	1671,8	5,0118
5	0,2417	59,567	1860,9	3,9968
6	0,2506	64,0714	1965,4	4,1846
7	0,2794	79,6457	2015,1	3,8405
8	0,258	67,9102	1890,7	3,9701
9	0,2738	76,4669	2139,5	4,1868
10	0,2459	61,6682	1915,6	4,4637

Tabulka 34 - Dopočtené hodnoty pro monopolární řezání pro stupeň koagulace 10

4.1.1. Výpočty pro Crestfactor a Napětí špička-špička

```
Upeak= max(abs(x))  
ss=max(x)+abs(min(x))  
Iss=ss/Rm  
CrestFactor=Upeak/Urme  
Uss=Iss*Rp
```

Upeak- Napětí špička, nejvyšší maximální hodnota napětí v signálu na odporu R_m .

ss- Hodnota napětí špička-špička na odporu R_m .

Iss- Proud špička-špička, který protéká celým obvodem.

Crestfactor – činitel výkyvu, poměr mezi špičkovou a efektivní hodnotou.

Crestfactor by se měl u našeho přístroje pohybovat od 1,4 – 7. Z kapitoly 4 víme, že hodnota u monopolárního módu se napětí špička-špička pohybuje přibližně od 0,2 – 5 kV a maximální proud, který může protékat, dosahuje hodnot 3-4 A.

V tabulkách 20 až 32, jsou dopočítány všechny hodnoty, které nám ukazuje Tester Fluke. Hodnoty napětí špička-špička vyšly správně v rozmezí 0,2 – 5 kV, ale Crestfactor u monopolární koagulace s časovou základnou na osciloskopu $t = 250\mu s$ se v pár hodnotách neshoduje a dosahuje až hodnoty 12, což mohlo být způsobeno chybou měření. Ostatní hodnoty vyšly správně v rozmezí 1,4 – 7.

12. Postup návrhu laboratorní úlohy

V této kapitole je popsán postup tvorby laboratorní úlohy. Teoretická část v zadání laboratorní úlohy vychází z kapitol této bakalářské práce. Jsou zde uvedeny základní pojmy, principy funkce a bezpečnost práce s přístrojem. Dále navazuje praktická část, obsahující úlohy propochopení a znázornění předem popsaných principů.

12.1. Rozvržení zadání laboratorní úlohy

1. Cíl laboratorní úlohy - jaký má pro nás přínos zadaná úloha
2. Zadání - jaké jsou naše požadavky na vypracování úlohy
3. Předpokládané znalosti - seznam materiálů k prostudování
4. Použité vybavení - co všechno si máme k měření připravit
5. Teoretický rozbor - stručný popis problematiky
6. Postup měření - krok po kroku jsou zde vysvětleny veškeré body ze zadání
7. Kontrolní otázky - otázky na které by měli studenti odpovědět ze znalostí, které použili v této laboratorní úloze a které si mohli připravit z materiálů uvedených k prostudování

12.2. Časové rozvržení

Studenti mají na realizaci laboratorní úlohy 90minut. Z čehož je 80minut určených pro vypracování laboratorní úlohy a zbývající čas je věnován k uvedení pracoviště do původního stavu.

- Studentům se doporučuje, aby se seznámili se zadáním úlohy dopředu. Vzhledem k omezenému času, který je k vypracování určen. Prostudování zadání a problematiky zabere dvacet minut.
- Studenti, kteří si nastudovali danou problematiku, se mohou věnovat praktické části, jejíž vypracování zabere šedesát minut.
- Kontrolní otázky spolu s naměřenými hodnotami studenti zpracují doma.
- Zbývající část hodiny se studenti věnují úklidu pracoviště a uvedou ho do původního stavu.

12.3. Postup k tvorbě laboratorní úlohy

Následující text obsahuje popis tvorby laboratorní úlohy.

1. Nejprve jsem si musela určit, jakým přínosem pro studenta bude tato laboratorní úloha a na jejím základě sestavit jednotlivé úlohy.
2. Návrh laboratorní úlohy je pro stanovený čas 90 minut, který je určený délkou doby trvání vyučovací hodiny. Což obnáší správné promyšlení dílčích částí a k tomu vymezení časových limitů.
3. Součástí dílčí části je i teoretický rozbor, který obsahuje stručný popis zadané problematiky. Tuto část jsem tvořila z teoretické části mé bakalářské práce, kde jsem vybrala a zjednodušila nejdůležitější kapitoly.
4. Další částí je pracovní postup. Který navádí studenty, jak mají nejlépe postupovat, aby vše změřili správně a v daném časovém intervalu. Pracovní postup je navržen tak, aby každý student se základními znalostmi zvládl úlohu zpracovat.
5. Poslední částí jsou kontrolní otázky, které slouží pro ověření a zopakování znalostí získaných v této laboratorní úloze.
6. Po vypracování všech výše uvedených kroků, byla provedena zpětná kontrola a po jejím zhodnocení úprava laboratorní úlohy i časového plánu.

13. Závěr

Bakalářská práce obsahuje teoretickou část, kde uvádím základní principy koagulace a bezpečnost práce na koagulótoru. Druhá část mé bakalářské práce obsahuje návrh a tvorbu laboratorní úlohy, kde jsem si prakticky vyzkoušela teoretické znalosti z první části laboratorní úlohy. Dále jsem v praktické části provedla testování na koagulótoru, výsledky z testů přikládám v příloze II.

Jako první jsem se v bakalářské práci zabývala tvorbou měřicího přípravku, který byl potřebný pro naměření daného signálu. Bylo potřebné si uvědomit, co všechno je nutné spočítat a hlavně jak s tímto signálem počítat. V mém případě se jednalo o diskrétní signál, proto bylo nutné pro výpočet použít vzorce určené pro tento typ signálu. Jakmile už jsem měla data naměřena a věděla, jak s nimi počítat, nastal další úkol, a to vymyslet jednoduchý program, který vše automaticky dopočte, jelikož počítání manuálně je při tak velkém množství dat značně neefektivní a navíc náchylné chybám. Program byl realizován v prostředí Matlab. Z naměřených dat a provedených výpočtů, můžu usoudit, že přístroj je v pořádku a je připraven pro měření laboratorní úlohy, na které si studenti mohou vyzkoušet, jak testování přístroje, tak měření na tkáni, což bude velice zajímavá část pro studenty.

Pokud zhodnotím svoje testování na přístroji, ubírala jsem se dobrým směrem. Testy, které provádí přístroj Fluke kontrolují charakteristiky výkonu ESU a poskytují hodnoty výstupního proudu (A), výkonu (W), napětí špička-špička (V) a Crest faktor. Z mého měření by se tyto veškeré hodnoty daly dopočítat.

Dalším rozvíjením by bylo možné tento projekt značně vylepšit. Například by bylo dobré jej rozšířit tak, aby bylo možné provádět veškeré testování na přístroji, které nám nabízí tester Fluke. Nejraději bych svou bakalářskou práci ještě zdokonalila o možnost přenosu dat v Real Time (reálném čase), který bude naměřené data z A/D převodníku přímo zpracovávat.

14. Literatura

- [1] ROZMAN, Jiří. Elektronické přístroje v lékařství. a kolektiv. 1.vydání. Praha: Academica, 2006. 408s. ISBN 80-200-1308-3. kapitola 18, Elektrotomie a termokoagulace, s. 321-330.
- [2] RAMAMUTHI, Ravi. Textbook of OPERATIVE NEUROSURGERY. Sridhar K, Vasudevan MC. 1.vydání. New Delhi: BIPublications Pvt Ltd, 2005. 1316s. ISBN 81-7225-217-X. chapter 7, Monopolar and Bipolar Coagulators, s. 59-61.
- [3] Elektrochirurgický přístroj Martin MaXium, Fénix Brno spol. s.r.o, 2004, 71s.
- [4] PENHAKER, Marek. Lékařské diagnostické přístroje. Imramovský Martin, Tiefenbach Petr, Kobza František. 1.vydání. Ostrava: VŠB - Technická univerzita Ostrava, 2004. 320s. ISBN 80 248 0751-3
- [5][online] *Výkladový ošetrovatelský slovník* <<http://books.google.cz/books?id=wy4Cl4VUi0C>> [citováno 2010.9.21]
- [6][online] *Ilustrace koagulace EMED* <<http://www.emed.pl/english/mode.html>> [citováno 2010.10.8]
- [7][online] *Ilustrace bipolárních kleští* <<http://www.omniprax.cz/index.php?kc=SPC910.10.33>> [citováno 2010.10.8]
- [8] [online] *Manuál pro elektrochirurgii* <http://www.fenix.cz/archiv/archiv_3/meman.pdf> [citováno 2010.10.15]
- [9] QA-ES II Electrosurgical Analyzer, Fluke Corporation, 2006, 34s.
- [10] [online] *Ilustrace QA-ES II Elektrochirurgický Analyzer* <<http://www.flukebiomedical.com/Biomedical/usen/Biomedical-Test/Performance-Analyzers/QA-ES.htm?PID=56636>> [citováno 2011.04.24]
- [11] *Zdravotnické elektrické přístroje - Část 2-2: Zvláštní požadavky na základní bezpečnost a nezbytnou funkčnost vysokofrekvenčních chirurgických přístrojů a vysokofrekvenčního chirurgického příslušenství* ČSN EN 60601-2-2 ed. 3

15. Seznam příloh

Příloha I. Návod pro práci s přístrojem Chiratom 400 (CD nosič)

Příloha II. Provedení testů na přístroji (CD nosič)

Příloha III. Zadání laboratorní úlohy Chiratom 400 (str. I – VIII)

Příloha IV. Vypracování laboratorní úlohy Chiratom 400 (str. IX – XVIII)